



UNIVERSITÉ DE
SHERBROOKE

Faculté de génie

Département de génie électrique et de génie informatique

FABRICATION ET CARACTÉRISATION DE FANTÔMES OPTIQUES ABSORBANTS ET DIFFUSANTS

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie électrique

Fatma-Zohra BIOUD

Jury : Yves BÉRUBÉ-LAUZIÈRE (directeur)
Réjean FONTAINE
Richard ARÈS

Sherbrooke (Québec) Canada

Septembre 2010

142080



Library and Archives
Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence
ISBN: 978-0-494-70784-5
Our file Notre référence
ISBN: 978-0-494-70784-5

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

■ ■ ■
Canada

À mon grand-père AbdelHamid Bioud, qui
nous a quittés au cours de cette maîtrise

RÉSUMÉ

Depuis son entrée dans le monde de l'imagerie médicale, l'imagerie optique a connu un grand développement. Beaucoup d'intérêt lui est porté car cette modalité est non invasive et permettrait éventuellement de faire de l'imagerie moléculaire. Toutefois, elle doit relever un défi de taille, celui de la reconstruction de l'image. Cette étape est très ardue, car elle fait intervenir des modèles de propagation de la lumière dans les tissus biologiques complexes, qui se traduisent par des équations intégral-différentielles dont il est difficile de dériver des solutions analytiques. Ainsi, une étape essentielle au développement d'appareil d'imagerie, la calibration, devient cruciale. Les fantômes optiques, l'objet de ce travail de recherche, sont les standards de calibration qui servent à la réalisation de cette étape. Ces derniers interviennent pour valider les performances et les algorithmes de reconstructions des appareils. Ce sujet de recherche s'inscrit dans le cadre du projet TomOptUS qui développe un appareil de tomographie optique diffuse pour petits animaux.

Ce travail a deux objectifs principaux : la fabrication de fantômes aux propriétés optiques contrôlables et pouvant simuler celles des tissus biologiques et le développement de méthodes de caractérisation des milieux utilisés pour ces fantômes. La réalisation du volet fabrication a permis de doter le laboratoire d'un protocole robuste pour la fabrication de fantômes solides (par opposition à liquides). Ce protocole contourne une problématique majeure rencontrée souvent lors de la réalisation de fantômes solides, qui est la formation de bulles indésirables à l'intérieur des milieux fabriqués. Aussi, ce protocole permet la fabrication de fantômes de formes complexes tels que des fantômes de souris. Quant à la caractérisation, le laboratoire a vu l'implantation de deux méthodes de caractérisation qui permettent l'obtention des propriétés optiques de milieux absorbants et/ou diffusants. Ces méthodes s'inscrivent également à l'intérieur d'un protocole de caractérisation adapté aux besoins du laboratoire. L'étude approfondie des méthodes de caractérisation a amené le développement d'une expertise qui pourrait être exploitée pour étendre l'utilisation de ces techniques de caractérisation sur des tissus biologiques, une voie d'avenir pour l'imagerie médicale.

Mots-clés : Fantômes optiques, milieux absorbants et diffusants, fabrication de fantômes optiques, résines, propriétés optiques de tissus biologiques, mesures directes en transmittance, mesures goniométriques, mesures résolues en temps

REMERCIEMENTS

Je remercie mon directeur de recherche, Yves Bérubé-Lauzière de m'avoir accueillie au sein du groupe *TomOptUS*. J'y ai découvert un passionnant domaine. Merci Yves pour ton support technique et financier et les relectures patientes et méticuleuses, tout au long de cette maîtrise.

Merci aux membres du jury, messieurs Richard Arès et Réjean Fontaine qui ont accepté d'intervenir au niveau de ce travail en tant qu'évaluateurs

Pour sa relecture de tout ce travail, ses conseils, son support humain et scientifique, je ne saurais remercier suffisamment M. Khalid Moumanis. Pour cette grande générosité et ton support, tu as ma plus sincère gratitude.

À ceux aussi qui m'ont permis d'avancer dans ce projet : Je remercie Jean-François Tréguët, pour l'aide précieuse qu'il m'a apportée au niveau de l'optimisation. Merci à M. Richard Arès de m'avoir permis de travailler dans ses locaux et à Laurent Isnard de m'avoir aidée à sortir de l'exil en me trouvant une hôte au département. Eric Breton pour son accueil, je me suis toujours sentie la bienvenue. Et aussi pour son aide avec sa superbe cloche à vide. À M. Stéphane Gutierrez de l'IMSI qui a répondu à mes demandes, parfois pressantes, de façon très constructive et généreuse. À M. Despons, M. Breton et Trépanier du département de chimie, de m'avoir permis d'utiliser leurs locaux et leurs appareils pendant des heures et des jours.

Je voudrais aussi adresser de grands remerciements à mon amie Vivian Issa, bien plus qu'une collègue, je te remercie de tout mon coeur de me faire le présent d'une si profonde amitié et pour ton soutien tout au long de ces années. À Rania Issa, Simon Ayoub et Jean François Tégouët pour leurs encouragements et support moral et ces belles soirées qui m'ont fait tant de bien. Je n'oublie pas les colocs de Sigma, Karine Dionne et Vincent Bilodeau, pour ces conversations qui nous font réaliser que nous ne sommes pas seul(e)s :-). Une pensée à tous mes collègues pour l'esprit d'entraide qui régnait au laboratoire. Une pensée particulière à Vincent Robichaud pour son incoryable positivisme et sa belle gentillesse, à Maxime Comtois d'avoir été là à mon arrivée à Rédouane Liamini pour la lampe et à celui qui fait tomber les filles...rien qu'en passant à côté, l'authentique Éric Lapointe... Finalement, mon séjour à Sherbrooke n'aurait pas été le même sans les inoubliables rencontres du G-11. À l'Unique Johana Monthuy-Blanc, pour nos rires libérateurs, nos discussions magiques, merci... Au groupe du G-11, Alexandre LeBlanc, Geneviève Dupont, et toute la gang. Grâce à cette chaleur humaine, j'ai passé des hivers très doux à Sherbrooke.

À toutes les personnes que je ne peux nommer ici, et qui par leur sourire, gentillesse, encouragements ou simple passage ont mis leur pierre à faire de cette expérience et de ce travail, une aventure enrichissante.

À ma famille d'ici et d'ailleurs, dont la présence dans ma vie est une précieuse bénédiction, je dis merci pour leur indéfectible support.

TABLE DES MATIÈRES

1	Introduction	1
1.1	Présentation générale	1
1.1.1	Objectifs généraux	2
1.2	État de l'art	3
1.2.1	Fabrication	3
1.2.2	Caractérisation	11
1.3	Objectifs spécifiques et plan	22
1.3.1	Objectifs spécifiques	22
1.3.2	Plan et méthodologie du mémoire	23
2	Lumière et tissus biologiques	25
2.1	Propriétés optiques des tissus biologiques	25
2.1.1	Les interactions lumière-tissus	25
2.1.2	Paramètres caractérisant l'interaction lumière-tissus	28
2.1.3	Théories et modèles de la propagation de la lumière dans les tissus biologiques ou milieux diffusants	33
2.2	Conclusion	37
3	Fabrication	39
3.1	Introduction	39
3.2	Principes sur lesquels reposent les méthodes de fabrication	39
3.2.1	Fabrication et protocoles	40
3.2.2	Propriétés des matériaux utilisés	41
3.2.3	Comparaison des matériaux et justification de nos choix	50
3.3	Méthodologie et mise en œuvre de la fabrication	51
3.3.1	Protocole de fabrication	51
3.4	Résultats et analyse	56
3.4.1	Moules	56
3.4.2	Fantômes	58
3.5	Conclusion	60
4	Caractérisation	63
4.1	Introduction	63
4.2	Théories sous-jacentes aux méthodes de caractérisation retenues	64
4.2.1	Méthodes directes	64
4.2.2	Mesures goniométriques	67
4.2.3	Méthodes indirectes	68
4.2.4	Comparaison des méthodes et justification de nos choix	70
4.3	Méthodologie et mise en œuvre des méthodes de caractérisation	72
4.3.1	Méthode directe	73

4.3.2	Mesures goniométriques	80
4.3.3	Méthode indirecte	81
4.4	Résultats et analyse	82
4.4.1	Méthode directe	82
4.4.2	Mesures goniométriques	86
4.5	Conclusion	95
5	Discussion	97
5.1	Fabrication	97
5.2	Caractérisation	99
5.2.1	Méthode directe	99
5.2.2	Méthode indirecte	101
5.2.3	Mesures goniométriques	104
6	Conclusion	107
6.1	Résumé de la démarche	107
6.2	Bilan des résultats et des contributions	110
6.2.1	Résultats et contributions au volet fabrication	110
6.2.2	Résultats et contributions au volet caractérisation	110
6.3	Perspectives	111
6.3.1	Fabrication	111
6.3.2	Caractérisation	111
	LISTE DES RÉFÉRENCES	113

LISTE DES FIGURES

1.1	Mesures directes.	12
1.2	Montage qui peut servir pour des mesures directes et goniométriques, tiré de [Choukeife, 1999].	13
1.3	Schéma de base pour des mesures goniométriques montrant le lien entre la fonction de phase et la puissance mesurée.	15
1.4	Résultats de la caractérisation d'une solution d'Intralipid 20%, non diluée, entre $\lambda = 550 \text{ nm}$ et $\lambda = 1630 \text{ nm}$, obtenus par [Chen <i>et al.</i> , 2006].	17
1.5	Image d'une sphère intégratrice de la compagnie <i>LabSphere</i> [LabSphere, 2010].	19
1.6	Schéma d'un exemple de disposition pour mesurer la transmittance et la réflectance d'un échantillon à l'aide de deux sphères intégratrices [Firbank, 1994b].	19
2.1	Les quatre principales interactions lumière-tissus.	25
2.2	Les différents types de diffusion.	27
3.1	Coefficient d'absorption de la résine d'époxy, <i>EpoThin - 208140</i> de <i>Buehler</i> en fonction de la longueur d'onde.	42
3.2	Coefficient d'absorption de la résine polyester, <i>Clear Polyester Casting Resin</i> de <i>ETI</i> , en fonction de la longueur d'onde.	43
3.3	Coefficient d'absorption de la solution d'encre de Chine de base.	46
3.4	Évolution au cours de l'analyse granulométrique de la distribution de la taille des particules. La courbe rouge est la première distribution mesurée et la courbe bleue représente la distribution mesurée à la fin de l'expérience. Les autres autres courbes sont prises entre le début et la fin de l'analyse.	49
3.5	Moule de latex.	57
3.6	Moule rectangulaire en polypropylène de marque <i>ETI</i>	57
3.7	Fantôme et moule.	58
3.8	Fantômes diffusants faits de résine polyester.	59
3.9	Fantômes hémisphériques faits de résine d'époxy.	59
3.10	Fantôme bulles d'air.	59
4.1	Illustration de la discriminaion des photons diffusés à l'aide de «pinholes» (iris) de diamètres d et placés à une distance L l'un de l'autre.	65
4.2	Figure de la géométrie semi-infinie	69
4.3	Protocole pour l'implantation et l'utilisation des méthodes de caractérisation directes et indirectes.	71
4.4	Schéma simplifié pour des mesures directes sur un échantillon contenu dans une cuvette.	74
4.5	Image de montage utilisé pour les mesures directes.	74
4.6	Schéma d'un montage goniométrique.	81
4.7	Graphique de $\ln(P_t)$ en fonction du facteur de dilution ξ multiplié par l'épaisseur du milieu l pour une solution d'encre de Chine.	83

4.8	Graphique de $\ln(P_t)$ en fonction du facteur de dilution ξ fois l'épaisseur du milieu l pour une solution de TiO_2	85
4.9	Graphique de la puissance diffusée mesurée en fonction de l'angle d'observation pour une solution de TiO_2	87
4.10	Différence entre l'angle de sortie de la lumière et l'angle d'observation.	87
4.11	Courbe de transmittance simulée pour $\mu_a = 0.25 \text{ mm}^{-1}$ et $\mu'_s = 15.39 \text{ mm}^{-1}$. Un bruit blanc d'amplitude 0.2 a été ajouté à la courbe simulée.	89
4.12	Courbe de transmittance simulée pour $\mu_a = 0.25 \text{ mm}^{-1}$ et $\mu'_s = 15.39 \text{ mm}^{-1}$. Un bruit blanc d'amplitude 2 a été ajouté à la courbe simulée.	89
4.13	Résultat de l'optimisation pour des valeurs initiales $\mu_{a-ini} = 0.3 \times \mu_a$ et $\mu'_{s-ini} = 0.3 \times \mu'_s$, pour la courbe peu bruitée.	90
4.14	Résultat de l'optimisation pour des valeurs initiales $\mu_{a-ini} = 0.3 \times \mu_a$ et $\mu'_{s-ini} = 0.3 \times \mu'_s$, pour la courbe très bruitée.	91
4.15	Résultat de l'optimisation pour des mesures réelles pour une solution d'Intralipid 20% contenue dans une cuvette de 21.15 mm d'épaisseur.	92
4.16	Courbe transmise mesurée pour une solution d'Intralipid 20% contenue dans une cuvette de 21.15 mm d'épaisseur.	92
4.17	Résultat de l'optimisation, non contrainte, pour des mesures réelles sur une tranche de fantôme de 20 mm d'épaisseur.	93
4.18	Résultat de l'optimisation, contrainte, pour des mesures réelles sur une tranche de fantôme de 20 mm d'épaisseur.	93
4.19	Résultat de l'optimisation de mesures réelles sur une tranche de fantôme de quelques mm d'épaisseur (fantôme de souris).	94

LISTE DES TABLEAUX

1.1	Matrices des fantômes (adapté de [Pogue et Patterson, 2006]).	4
1.2	Milieus diffusants [Pogue et Patterson, 2006].	6
1.3	Milieus absorbants [Pogue et Patterson, 2006].	7
1.4	Fantômes complexes.	8
1.5	Comparaison des avantages (+) et des inconvénients (-) des deux catégories de méthodes de caractérisation directes et indirectes.	22
3.1	Propriétés du TiO_2 Ti-pure R-900, DuPont. Tableau adapté de la fiche du fournisseur [DuPont, 2007a] dans laquelle on trouvera plus de détails. . . .	47

CHAPITRE 1

Introduction

1.1 Présentation générale

Depuis l'avènement des rayons X, l'imagerie médicale a exploité une large gamme des différents rayonnements du spectre électromagnétique. Ce projet de fabrication et de caractérisation de fantômes s'inscrit dans le projet du groupe **TomOptUS**, qui vise le développement d'un scanner par tomographie optique diffuse (tomographe) pour petits animaux. Parmi les nombreuses modalités d'imagerie médicale existantes ou en développement (tomographie par émission de positrons, imagerie par résonance magnétique, tomomodensitométrie, ultrasons), la tomographie optique diffuse (TOD) est reconnue, comme certaines autres, comme faisant partie de la catégorie des modalités non invasives, anatomiques (structurales), fonctionnelles et éventuellement moléculaires. La TOD vise à obtenir une distribution spatiale en 3 dimensions (3D) des propriétés optiques internes des tissus biologiques (absorption et diffusion) et à permettre la localisation en 3D de la fluorescence émise par des fluorophores injectés dans le corps imagé, et ce, à des fins de diagnostics ou de suivi médical. Cette modalité a la particularité d'utiliser la lumière comme vecteur d'information, soit un rayonnement dans le proche infrarouge (PIR), c'est-à-dire entre 650 nm et 1000 nm . C'est dans cette fenêtre spectrale que les tissus (chromophores) biologiques sont le moins absorbants [Prahl, 2009]. L'utilisation d'un tel rayonnement, implique une bonne connaissance des types d'interactions qui se produisent entre la lumière et les tissus biologiques, notamment l'absorption et plus particulièrement la diffusion. La reconstruction de l'image fait appel à des modèles de propagation de la lumière complexes (par exemple l'équation du transfert radiatif (ETR)) pour lesquels des solutions analytiques sont difficiles à obtenir ce qui rend l'exercice ardu. Une étape importante dans le développement de tout appareil d'imagerie est la caractérisation de ses performances. C'est à cette étape que les fantômes optiques trouvent leur utilité. **Les fantômes sont en fait des standards de calibration.** Ceux-ci permettent de vérifier le bon fonctionnement de ces appareils et de tester leurs performances, notamment en termes de résolution et de capacité à mesurer/quantifier les propriétés du milieu imagé. Dans le contexte de l'imagerie optique, une première exigence des fantômes optiques est d'avoir des propriétés optiques connues et contrôlables. Ainsi, la fabrication de fantômes est accompagnée par le développement de

méthodes de caractérisation. D'autre part, les fantômes peuvent être utilisés pour valider les modèles de propagation de la lumière dans les tissus, lorsque leurs propriétés reproduisent le plus fidèlement possible les propriétés optiques des tissus et milieux biologiques. Les propriétés recherchées sont les coefficients d'absorption μ_a et de diffusion réduit μ'_s (ou le coefficient de diffusion μ_s ainsi que le facteur d'anisotropie g), l'indice de réfraction n et éventuellement la concentration d'agent fluorescents. La section suivante présentera les objectifs généraux de ce projet, elle est suivie d'un état de l'art sur la fabrication de fantômes. Suite à cela, des objectifs plus spécifiques sont proposés et enfin la méthodologie de ce mémoire est présentée.

1.1.1 Objectifs généraux

Les fantômes peuvent être solides, faits de résine, ou de cire [Firbank, 1994a; Firbank et Delpy, 1993; Moffitt *et al.*, 2006; Rao *et al.*, 2006; Srinivasan *et al.*, 2002; Sukowski *et al.*, 1996]. Ils peuvent être liquides [Chen *et al.*, 2006; Firbank, 1994b; Gossage *et al.*, 2006; Passos *et al.*, 2005], gélatineux [Gossage *et al.*, 2006] ou encore caoutchouteux [Hebden *et al.*, 2006]. Différentes méthodes sont développées dans le but de caractériser ces fantômes. Une revue de littérature plus exhaustive concernant les choix de milieux et de matériaux pour fabriquer des fantômes optiques est présentée à la section 1.2.

De façon générale, les fantômes de ce projet serviront principalement à caractériser les performances du tomographe en développement au sein du laboratoire TomOptUS, *i.e.*

- Tester l'architecture de détection pour évaluer son efficacité à prendre des mesures menant à une reconstruction tomographique (p.ex. rapport signal à bruit pour un détecteur en fonction de sa position)
- Vérifier la capacité à reconstituer la distribution spatiale des propriétés optiques d'un milieu biologique pour en faire une image 3D, *i.e.* valider l'algorithme de reconstruction tomographique.

Ce projet comporte deux volets principaux. Le premier traite de la fabrication des fantômes, incluant les matériaux utilisés et les techniques de fabrication. Le deuxième volet traite de la caractérisation de ces fantômes. L'état de l'art qui suit présentera les différents développements déjà faits en fabrication et caractérisation.

Dans le cadre du projet de TomOptUS, le choix s'est porté sur la fabrication des fantômes solides. Quant aux méthodes de caractérisation, elles ont été développées en fonction des outils disponibles au laboratoire. Ainsi, dans un premier temps, l'objectif est d'implanter

l'expertise au sein du laboratoire dans la fabrication et la caractérisation de fantômes solides. Le choix de fantômes solides est dicté par leur facilité d'utilisation par opposition à des fantômes liquides et sera justifié suite à la revue de littérature à la section 1.2. Suite à cela notre objectif ultime est de fabriquer des fantômes avec une forme géométrique extérieure semblable à celle d'une souris. En outre, des méthodes de caractérisation qui serviront à contrôler et à valider les propriétés optiques des fantômes seront explorées. Les propriétés en question seront de l'ordre des propriétés moyennes connues des tissus biologiques.

1.2 État de l'art

Cet état de l'art répertorie les différents milieux choisis pour produire des fantômes, ainsi que les différentes techniques de caractérisation employées à la caractérisation des fantômes ou de réels tissus biologiques. Le besoin est d'identifier la meilleure approche.

1.2.1 Fabrication

Les fantômes sont formés par trois constituants principaux : la matrice qui forme la carcasse du fantôme, l'agent absorbant qui contribue à la propriété d'absorption et l'agent de diffusion qui sert à reproduire la diffusion. Parce que les fantômes servent de standards de calibration, il est important de bien contrôler leurs propriétés et par conséquent les différentes étapes de leur fabrication. Pour ce faire, on distingue deux phases qui permettront d'avoir un contrôle qui répond adéquatement aux besoins de cette étape. Ces phases sont : le choix des matériaux pour la première étape et l'établissement d'un protocole de fabrication pour la deuxième étape. Les sections suivantes présenteront successivement les différents matériaux utilisés lors de la fabrication des fantômes puis les protocoles ou les points communs des protocoles existants. La dernière section présente les fantômes complexes les plus connus développés à ce jour.

Matrices

Les fantômes peuvent être liquides, solides (rigides), gélatineux ou caoutchouteux. Il est aussi possible de regrouper tous ces matériaux en deux catégories : biologiques (périssables) et synthétiques.

Dans le cas des fantômes liquides, l'eau [Pogue et Patterson, 2006] a été un des principaux milieux utilisés suivi par les émulsions lipidiques [Chen *et al.*, 2006; Choukeife, 1999;

Tableau 1.1 Matrices des fantômes (adapté de [Pogue et Patterson, 2006]).

Matériel de la matrice du fantôme	Perma- nent Non(N), Oui(O)	Solide(S) Liquide(L) Flexible(F)	Compa- tibilité biolo- gique	Inclusion possible	Absorp- tion/ Diffusion ajus- tables	Indice de ré- fraction	Usage recommandé	Références
Suspension aqueuse	N	L	O	O	O/O	1.34	Étude des contrastes	[Linford <i>et al.</i> , 1986]
Matrice de gélatine et Agar	N	F	O	O	O/O	1.35	Études détaillées d'hétérogénéités de fantômes, de bioabsorbants et de fluorophores	[Gossage <i>et al.</i> , 2006]
Gel polycrylamide	N	F	O	O	O/O	1.35	Études des thérapies	[McDonald <i>et al.</i> , 2004]
Polyester ou résine d'époxy	O	S	N	O	O/O	1.54	Calibration, routine de validation et comparaison intersystèmes	[Firbank, 1994a,a; Firbank et Delpy, 1993; Hebden <i>et al.</i> , 1995; Srinivasan <i>et al.</i> , 2002; Sukowski <i>et al.</i> , 1996]
Résine de polyuréthane	O	S	N	O	O/O	1.50	Calibration, routine de validation et comparaison intersystèmes, inclusion de colorant	[Moffitt <i>et al.</i> , 2006]
«Room temperature vulcanizing» (RTV) Silicone	O	F	N	O	O/O	1.4	Géométrie complexe avec flexibilité permanente	[Lualdi <i>et al.</i> , 2001]

Driver *et al.*, 1989]. Ces dernières ne servent pas seulement de matrice, mais reproduisent également des propriétés de diffusion et seront présentées plus loin.

Quant aux fantômes solides le choix des matériaux qui composent la matrice de support a été diversifié. Le choix d'un milieu biologique, tel que la viande ou le sang, peut sembler naturel lorsqu'il est question de reproduire le plus fidèlement les milieux biologiques. Néanmoins, l'avantage de leurs rapprochements organiques porte aussi l'inconvénient de la périssabilité et de la difficulté d'avoir une connaissance absolue de leurs propriétés en plus d'avoir peu de contrôle quant à la reproductibilité. Ainsi, le choix de fantômes inorganiques, où chaque élément est caractérisé et où la durabilité est plus importante, est plus intéressant. Les plus populaires ont été les résines. Ceci dit, plusieurs groupes ont aussi fabriqué des fantômes en silicone, en cire, et les plus récents essais pour des fantômes malléables ont amené à l'utilisation d'alcool polyvinyle [Hebden *et al.*, 2006]. Des fantômes

gélatineux ont aussi été utilisés où le principal agent est un additif alimentaire connu l'Agar [Cubeddu *et al.*, 1997]. Les critères de choix sont la stabilité, la reproductibilité et bien sûr le coût économique [Pogue et Patterson, 2006]. Le tableau 1.1, tiré de [Pogue et Patterson, 2006], présente les principaux matériaux utilisés afin de former le corps principal des fantômes. Il indique la durabilité du fantôme (permanent ou non permanent), la nature du fantôme (solide, liquide ou gélatineux), la compatibilité avec des inclusions organiques, la possibilité d'y intégrer des inclusions, l'indice de réfraction connu, l'emploi le plus appréciable et les références aux utilisations ultérieures. Cette dernière colonne a été modifiée par l'auteure de ce document relativement à la revue de littérature effectuée.

Agents diffusants

Parmi les agents diffusants les plus populaires [Pogue et Patterson, 2006], il y a les émulsions à base de particules lipidiques pour leur ressemblance avec les diffuseurs biologiques (les membranes bilipides des cellules et organelles), les microsphères en polymère pour le contrôle qu'il est possible d'avoir sur leur qualité et sur la distribution des tailles des particules et la poudre de dioxyde de titane (TiO_2) pour son accessibilité et ses propriétés diffusantes. L'usage du TiO_2 est largement répandu dans différentes industries [DuPont, 2007b], ce qui le rend relativement peu coûteux. Ceci dit, un vaste éventail de milieux a été exploré, des milieux organiques tels que le lait [Ramakrishna et RAO, 1999], la crème non laitière et des mélanges de levure et de sang aux produits synthétiques tels que les suspensions de microsphères de polystyrène, de la poudre de maquillage [Lualdi *et al.*, 2001] etc. Le tableau 1.2, tiré de [Pogue et Patterson, 2006] répertorie les milieux diffusants les plus utilisés selon ces auteurs. Le tableau indique la durabilité du fantôme (permanent ou non permanent), l'indice de réfraction connu, les tailles possibles, l'emploi le plus approprié et les références aux utilisations ultérieures. Cette dernière colonne a été adaptée par l'auteure de ce document relativement à la revue de littérature effectuée.

Agents absorbants

Un grand nombre de substances absorbantes ont été testées, allant des milieux biologiques tels que le sang, à des milieux plus synthétiques tels des colorants comme l'encre de Chine, le Pro Jet 9000 etc. Le tableau 1.3, réalisé à partir des informations disponibles dans [Pogue et Patterson, 2006], présente les absorbants en fonction du type de fantômes dans lequel ils sont ajoutés (liquides, solides, gélatineux), leur rôle, leurs limitations, leur stabilité et les références. Les références sont adaptées à la revue de littérature de l'auteure du présent document.

Tableau 1.2 Milieux diffusants [Pogue et Patterson, 2006].

Milieux diffusants	Perma- nent Non(N), Oui(O)	Taille des par- ticules [nm]	Indice de ré- fraction	Fonction de la distribution des particules	Usage recommandé	Références
Lipides	N	10 à 500 nm	1.45	Pondéré exponentiellement. Pas de taille unique	Intralipide, lait, mélanges. Tests expérimen- taux/théoriques et études de contraste sur fantôme	[Cubeddu <i>et al.</i> , 1997; Linford <i>et al.</i> , 1986; Merritt <i>et al.</i> , 2003]
Microsphères en polymère	O	50 nm à 100 μ m	1.59	Taille unique avec une variance de 1 à 2%	La plus précise des prédictions théoriques. Utilisés avec tous les fantômes aqueux, les résines et RTV	[Bays <i>et al.</i> , 1997; Firkbank <i>et al.</i> , 1995]
TiO_2	O	20 à 330 nm	2.4 à 2.9	Pondéré exponentiellement. Taille unique peut être commandée	Utilisés avec des fantômes en gélâtines, RTV et en résine	Sigma-Aldrich, Dupont, plusieurs autres fournisseurs possibles [Firkbank et Delpy, 1993]
Microsphère de Quark (verre)	O	250 nm	n/d	Taille unique avec une variation de 1%	Utilisés avec fantômes en résine	Darmstadt Inc., Allemagne [Sukowski <i>et al.</i> , 1996]

Fantômes complexes

Au-delà d'avoir des milieux qui reproduisent les propriétés optiques, plusieurs groupes ont produit des fantômes de formes géométriques externes complexes et avec une constitution interne inhomogène en termes de diffusion et d'absorption. L'objectif est de reproduire le plus fidèlement possible un organe ou une partie d'un corps biologique. La plupart de ces fantômes sont développés pour des applications très concrètes, telle que l'étude d'une fonction biologique spécifique. Aussi dans certains fantômes complexes développés, une partie du fantôme est constituée d'éléments organiques (ex. sang). Le tableau 1.4 présente les fantômes complexes les plus récents. Ils sont classés en fonction de leur types, des matériaux de leur matrice, de la forme ou fonction qu'ils doivent reproduire, de la présence d'inhomogénéités et de leur laboratoire d'attache.

Comparaison des différents milieux et analyse critique

Tel qu'indiqué plus tôt, en plus de l'application du fantôme, les critères de choix sont la stabilité, la reproductibilité et bien sûr le coût économique [Pogue et Patterson, 2006].

Tableau 1.3 Milieux absorbants [Pogue et Patterson, 2006].

Absorbants	Types de fantômes	Rôle	Limitations	Stabilité	Références
Sang	Fantômes de : suspensions aqueuses Gélatine/Agar	Fournit des spectres d'absorption représentatifs de l'absorption des tissus et de la fonction d'oxygénation	x	Des heures à des jours	[Kurth <i>et al.</i> , 1995; Linford <i>et al.</i> , 1986]
Encre	Fantômes de : Suspensions aqueuse Gélatine/Agar Résines	Fournit des spectres d'absorption plutôt sous formes de plateaux	Instable et non reproductible à moins qu'ils ne proviennent d'un échantillon calibré	Quelques jours (si remélangés)	[Fabbri <i>et al.</i> , 2003; Madsen <i>et al.</i> , 1992; Martelli et Zaccanti, 2007; Sukowski <i>et al.</i> , 1996]
Colorants moléculaires	Fantômes de : suspensions aqueuses	Fournit des spectres d'absorption avec des pics à certaines longueurs d'onde	x	Des jours et des semaines	[Firbank, 1994a; Firbank et Delpy, 1993; Sukowski <i>et al.</i> , 1996; University, n/d]

Les éléments constituant les fantômes ont été présentés. Du fantôme liquide au fantôme malléable, les choix des matériaux pour former la matrice, les agents diffusants et les agents absorbants sont vastes. Néanmoins très vite, les coûts et les contraintes expérimentales peuvent restreindre ce choix. Dans cette section, une comparaison et une analyse critique seront faites des différents milieux afin d'en faire ressortir des milieux qui répondent le mieux aux besoins du projet.

Choix de la matrice

Une importante contrainte des fantômes liquides est le fait qu'ils nécessitent un contenant (souvent du verre). Ainsi, la présence de verre ou autre milieu représente un élément supplémentaire dans le parcours de la lumière lequel peut causer une déflexion de la lumière (dûe à la réfraction causée par la différence d'indice de réfraction entre le verre et la solution), donc une déformation de la fonction de phase qui doit être prise en compte, ce qui complique l'analyse des mesures. Un autre inconvénient d'une matrice liquide est l'éventuel dépôt ou agglomération des différents agents qui vont y être intégrés, plus particulièrement, les agents de diffusion, lesquels, la plupart du temps, sont des particules microscopiques. Par contre, une matrice liquide a l'avantage de faciliter le positionnement à l'endroit désiré d'inclusions qui ont des propriétés optiques différentes du reste de la matrice. Néanmoins, ces inclusions doivent être retenues par des éléments qui viennent participer à la structure interne du fantôme donc affecter ses propriétés autant optiques que mécaniques. En outre, un fantôme liquide n'est pas durable.

Tableau 1.4 Fantômes complexes.

Groupe de recherche	Types de fantômes	Matériaux	Forme géométrique	Inhomogénéités	Références
Biomedical Optics Research Laboratory UCL	Solide Caoutchouteux	Résine d'époxy Alcool Polyvinyle	Tête de bébé Tête de bébé	Oui	[Hebden <i>et al.</i> , 2006]
Biomedical Engineering Division of Applied Mechanics, Indian Institute of Technology Madras	Solide	Cire	Scalpe - crâne	Oui	[Rao <i>et al.</i> , 2006]
Institute of Environmental Engineering Swiss Federal Institute of Technology ENT Department CHUV Hospital, Lausanne Medical Physics, Ontario Cancer Institut	Solide	Silicone	Bronches pulmonaires	Oui	[Bays <i>et al.</i> , 1997]
Department of anesthesiology and Critical Care Medicine, Children Hospital of Philadelphia Department of biophysics, University of Pennsylvania School of Medicine NIM Incorporated, Philadelphia	Solide	Résine polyester	cerveau néonatal (cylindrique)	Oui	[Kurth <i>et al.</i> , 1995]
Compagnie : Caliper, Life-Sciences	Solide	Résine polymère	souris	non	[Caliper, 2007]

Quant aux fantômes solides, le choix des matériaux qui composent la matrice de support a été diversifié. Pour des fantômes durables, il faut de toute évidence ignorer les milieux périssables comme les aliments. Pour les besoins de calibration, il apparaît que les milieux les plus choisis sont la résine (polyester ou époxy) et le polyuréthane. La possibilité d'usiner ces milieux lui accorde un autre avantage par rapport au milieux gélatineux et liquides. Il est aussi possible d'y intégrer des encres comme agents absorbants, y percer des ouvertures qui reproduisent des inhomogénéités. Un élément important est aussi la compatibilité des résines et du polyuréthane avec les solvants qui peuvent être utilisés dans la préparation des agents absorbants et diffusants. Cette information n'est pas encore disponible, mais les essais de l'auteure ont montré une bonne compatibilité entre la résine polyester et l'éthanol. Par contre, l'absorption de ces résines, laquelle idéalement serait optiquement transparente, n'est pas toujours connue de prime abord.

Pour les milieux gélatineux comme ceux à base d'Agar, malgré la simplicité de leur préparation, ils ne sont pas des choix permanents. Finalement, pour un fantôme permanent et de forme variée les milieux liquides et gélatineux sont exclus et un fantôme solide est

préférable. Quant aux milieux solides possibles, la résine polyester, la résine d'époxy et le polyuréthane se démarquent.

Choix de l'agent diffusant

Pour les agents diffusants présentés, si les agents biologiques (ex. : lipides) sont exclus, le choix se limite aux sphères de silice, de polystyrène et au dioxyde de titane (TiO_2). Dans le cas de la fabrication de fantômes, la connaissance des propriétés optiques et physiques (tailles) des particules est importante. La possibilité d'avoir un milieu à taille unique est aussi très utile. Les sphères sont donc un choix très intéressant, mais très coûteux (en 2010, 10 ml d'une solution contenant 5% de sphères de SiO_2 de $1\mu m$ de diamètre coûte environ 250 \$ chez *Corpuscular Inc*). Parallèlement, le TiO_2 a de son côté l'avantage d'être accessible et est de loin beaucoup moins dispendieux en plus d'être déjà très utilisé pour ses propriétés optiques. Il est compatible avec les résines et l'éthanol, lequel serait un bon choix de solvant. Pour une première génération de fantômes, le TiO_2 est le choix plus accessible.

Choix de l'agent absorbant

Encore une fois, le choix d'un agent biologique (ex. sang) est à exclure. Pour une matrice de résine, l'utilisation d'une encre (encre de Chine, «India ink» en anglais) est un choix judicieux. L'absorption pourra être contrôlée par la concentration de celle-ci. Le choix d'une encre comme l'encre de Chine est intéressant de par le coût et l'accessibilité du produit. Aussi, le solvant de choix pour un diffusant comme le TiO_2 est l'éthanol. L'encre de Chine est compatible avec ce solvant. Un inconvénient de l'encre de Chine est l'absence d'information officielle quant à ses propriétés optiques (absorption, diffusion). Une étude a démontré que l'encre de Chine peut contenir des particules diffusantes [Madsen *et al.*, 1992], mais une utilisation judicieuse de cette dernière (mélange au bain à ultrasons) peut éviter en grande partie ce problème (il restera toujours que les encres de Chines sont constituées de microparticules qui diffusent la lumière - en plus de l'absorber ; ceci peut être vu en laissant sécher de l'encre de Chine dans un récipient, il reste à la fin une poudre noire). Aussi, il n'y a pas de garantie que les différentes solutions d'encre de Chine disponibles sur le marché soient identiques. Une recherche effectuée par l'auteure sur certains colorants, plus dispendieux que l'encre de Chine, mais qui auraient pu être d'intérêt (Epolight) de par leurs caractéristiques d'absorption dans le PIR et la disponibilité de leurs spectres d'absorption, a démontré que ces derniers ne sont pas solubles dans l'éthanol. Malgré les contraintes que peut présenter l'encre de Chine, tout de même contournables, son accessibilité et sa compatibilité avec l'éthanol compensent largement.

Techniques de fabrication-Les protocoles communs

Pour ce qui est des techniques de fabrication, le choix des matériaux constituant le fantôme dicte en bonne partie le processus de fabrication. Sans qu'il y ait une recette générique, il y a des grandes lignes et des préoccupations communes. On retrouve, par exemple, pour les fantômes à base de résine une procédure assez commune où la résine doit être mélangée à un catalyseur qui active sa solidification [Firbank, 1994b; Hebden *et al.*, 2006]. Les agents absorbants et diffusants sont alors intégrés à la résine ou au durcisseur. Un besoin commun important est de contrôler la forme externe et interne du fantôme. Toutefois, un sérieux problème qui se présente avec les fantômes solides est la formation de bulles d'air ou de gaz au cours des mélanges. Ceci affecte la structure interne. Il est souvent suggéré de passer au bain à ultrasons [Srinivasan *et al.*, 2002] ou encore de placer sous des cloches sous vides les fantômes, mais ces méthodes ne sont pas infaillibles. Il faut donc porter une attention particulière à la formation de bulles lors de l'établissement des protocoles de fabrication. Quant à la forme extérieure du fantôme, les différents besoins entraînent certaines différences au niveau des protocoles. Pour fabriquer des fantômes avec des formes simples (tranche), l'utilisation de moules solides est populaire [Firbank, 1994b; Srinivasan *et al.*, 2002; Sukowski *et al.*, 1996]. Leur utilisation est simple et peut être un choix intéressant. Toutefois, pour les moules en aluminium, il est souvent nécessaire (facultatif pour les autres moules) d'utiliser un agent de démoulage [ETI, 2009] ce qui peut affecter l'apparence extérieure du fantôme. Toutefois, la simplicité d'utilisation et la fiabilité des moules solides en fait un choix à considérer. Néanmoins, pour des formes plus complexes, il faut procéder autrement. Une technique simple qui permet d'avoir des moules de formes complexes (exemple : tête de bébé) est présentée dans [Hebden *et al.*, 2006]. Elle consiste en l'utilisation de couches de latex. On peut produire des formes complexes, mais il faut pour cela avoir un modèle sur lequel appliquer les couches de latex.

Pour les fantômes liquides, une fois le contenant choisi, il faut choisir adéquatement les quantités d'agents absorbants et diffusants nécessaires. On ne retrouve pas de techniques particulières de fabrication pour ces fantômes : ils sont simples à réaliser [Pogue et Patterson, 2006]. Néanmoins, il faut maintenir l'homogénéité du fantôme, donc éviter que les particules constituant les agents diffusants ne se déposent. La durée de vie de ces fantômes est très faible et bien que leur fabrication soit simple, pour des fantômes durables, ils ne représentent pas le meilleur choix.

Au-delà des lignes communes, les protocoles peuvent différer en fonction des matériaux et formes choisis. Il est important d'effectuer des tests pour connaître les particularités des

milieux utilisés. Le protocole établi doit être adapté aux moyens disponibles et prendre en compte les contraintes mentionnées plus haut autant que les besoins.

1.2.2 Caractérisation

Les techniques de caractérisation déterminent les propriétés optiques des milieux imagés, c'est-à-dire le coefficient d'absorption μ_a , le coefficient de diffusion μ_s et le facteur d'anisotropie g . Il est important de voir la nuance entre une méthode de caractérisation générale pour un tissu et une adaptée aux fantômes. Il existe des méthodes de caractérisation de tissus biologiques qui peuvent être adaptées pour la caractérisation de milieux fantômes [Bays, 1992; Bolt et de Mul, 2002; Jacques *et al.*, 1987; Key *et al.*, 1991]. Les principes régissant ces méthodes sont souvent les mêmes avec des variantes expérimentales. Pour caractériser un fantôme, il est utile, mais pas toujours facile, de contre-valider les mesures. Ceci peut se faire en ayant une prédiction théorique qui valide la technique ou en optant pour plus d'une méthode de caractérisation. Dans ce document, les techniques de caractérisation seront classées en deux catégories. La méthode basée sur des mesures en ligne et sur la loi de Beer-Lambert (pour l'extraction des données) est appelée la *technique directe* et la technique qui se base sur des modèles de propagation de la lumière plus complexes s'appelle la *méthode indirecte*. Elles se distinguent l'une de l'autre, principalement par les modèles utilisés pour l'extraction de propriétés optiques et donc des contraintes expérimentales qui en découlent. La deuxième méthode est aussi reconnue pour sa capacité à extraire μ_s, μ_a, g en même temps.

Techniques directes

Définition

La technique de mesure directe est une mesure en transmission de l'atténuation totale de la lumière. Ce sont des mesures de l'atténuation de la lumière, donc du coefficient d'atténuation μ_t . Le principe de base est que l'intensité transmise est mesurée sur le même axe que l'axe d'incidence de la source [Firbank, 1994b]. Pour obtenir μ_t , cette technique se base uniquement sur la relation de Beer-Lambert. Ce coefficient peut être égalé au coefficient d'absorption μ_a lorsque le milieu étudié est uniquement absorbant. Sous certaines conditions, il correspond au coefficient de diffusion μ_s . Ainsi cette méthode permet de caractériser des milieux où seule une des deux interactions (absorption versus diffusion) domine. La figure 1.1 présente une configuration de mesures colinéaires. Il est possible d'y voir le rôle des sténopés dans la discrimination de photons diffusés.

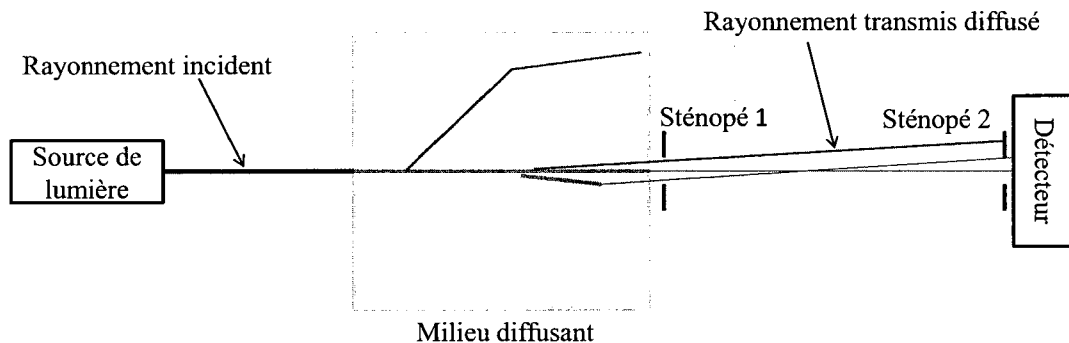


Figure 1.1 Mesures directes.

État de l'art

Cette section présentera les expériences qui ont été effectuées pour caractériser des milieux biologiques et celles adaptées aux fantômes. Elle se veut concise et vise à rassembler les éléments les plus pertinents dans le cas de caractérisation de fantômes. Elle mettra plus précisément en exergue les types de sources utilisées, la façon dont la lumière est recueillie, la façon dont la mesure d'une lumière non diffusée est effectuée (sténopées, fibres optiques, etc.).

Comme il a été indiqué dans l'introduction, ces techniques ont, entre autre, été développées et utilisées pour la caractérisation de vrais tissus biologiques. Avec l'utilisation de ces méthodes certains groupes de recherche ont obtenu des images médicales (imagerie du sein) [He *et al.*, 1990] et ont comparé cette méthode à la mammographie par rayons X.

Aussi, d'autres groupes tels que Flock *et al.* [Flock *et al.*, 1987], Key *et al.* [Key *et al.*, 1991], Marchesini *et al.* [Marchesini *et al.*, 1989], Treweek *et al.* [Treweek et Barbenel, 1996] ont mesuré les coefficients d'atténuation des tissus.

Pour le groupe de Marchesini, la mesure de μ_t a été effectuée sur des tissus humains, d'épaisseur maximale de $100\mu\text{m}$. La source, un laser (Argon), était dirigée à l'aide d'une fibre optique. Pour éviter les effets de bord le point laser incident était plus petit que la surface de l'échantillon, mais assez grand pour ne pas subir l'effet de la microstructure des tissus. Un séparateur du rayonnement incident permettait la mesure constante de la puissance incidente. La source et le détecteur, une photodiode, étaient colinéaires. Le principe expérimental est toujours le même. Un échantillon à caractériser est irradié de façon normale par une source et un détecteur (placé sur le même axe que l'axe d'irradiation) collecte la lumière transmise et atténuée. Pour garantir que seule la lumière n'ayant subi aucune diffusion est détectée, la collecte peut se faire par fibre optique ([Firbank, 1994b]) ou par l'utilisation de sténopés à la sortie de l'échantillon et à l'entrée du détecteur [Choukeife,

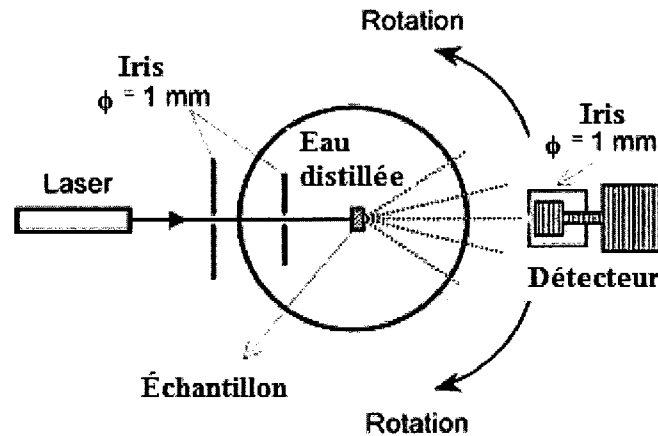


Figure 1.2 Montage qui peut servir pour des mesures directes et goniométriques, tiré de [Choukeife, 1999].

1999; Zaccanti *et al.*, 2003]. La figure 1.2, tirée de [Choukeife, 1999], présente un montage qui peut servir à la fois pour des mesures directes comme pour des mesures goniométriques. La distance entre le détecteur et l'échantillon contribue à la discrimination des photons. Ces techniques de discrimination fonctionnent bien pour des milieux où domine un régime de diffusion simple (chapitre 2). Sous cette contrainte, le groupe de Zaccanti [Zaccanti *et al.*, 2003] a évalué l'erreur sur la mesure d'une lumière non diffusée en fonction de la distance. Dans le cas d'échantillons très diffusants, afin de pouvoir mesurer un coefficient d'atténuation, il faut réduire l'épaisseur de l'échantillon de façon proportionnelle au degré de diffusion de ce dernier. Selon certaines études, Treweek *et al.* [Treweek et Barbenel, 1996] et Jacques *et al.* [Jacques *et al.*, 1987], pour un tissu biologique, l'épaisseur à l'intérieur de laquelle l'hypothèse de la diffusion unique est valide est autour de $100 \mu\text{m}$ et peut aller jusqu'à quelques centaines de μm [Flock *et al.*, 1987]. Le passage de la lumière d'un état collimé à un état diffusé se fait dans les premières centaines de micromètres après son entrée dans les tissus biologiques. Il faut donc que l'épaisseur soit de l'ordre d'une centaine de micromètres. Il est plus difficile d'avoir ce genre d'épaisseur pour les fantômes, surtout lorsqu'il faut caractériser chaque élément à chaque étape de la fabrication.

Les sources de radiation, sont souvent des sources continues («continuous-wave» - CW) de lumière dans le PIR, soit des lasers [Choukeife, 1999; van Staveren *et al.*, 1991] ou des lampes (quartz halogène ou tungstène) [Firbank, 1994b; Key *et al.*, 1991; Linford *et al.*, 1986]. Quant aux systèmes de détection, ce sont des mesures faites soit avec des détecteurs qui mesurent les puissances, ou encore avec des photodiodes [van Staveren *et al.*, 1991], ou des spectrophotomètres [Firbank, 1994b], ou plus rarement des caméras pour mesurer les

intensités [Linford *et al.*, 1986], ou utilisant les sténopés [Firbank, 1994b; Linford *et al.*, 1986; van Staveren *et al.*, 1991]. En fonction du système de mesure utilisé, des variantes expérimentales peuvent être observées. Les choix de détection dépendent souvent des moyens disponibles. Une autre étape commune est la calibration des techniques [Firbank, 1994b], pour valider l’implantation de ces dernières. Pour la caractérisation des tissus, cette étape est distincte. Néanmoins, pour la caractérisation de fantômes, la calibration est inhérente au développement de la technique de caractérisation, puisqu’il est question de toujours tenter de trouver des façons de contre-valider les informations obtenues. Pour ce qui est des erreurs sur les mesures, à la connaissance de l’auteure, mis à part le travail de Zaccanti [Zaccanti *et al.*, 2003] et de [Bays, 1992] pour quantifier l’erreur, le calcul d’erreur sur les mesures n’est pas toujours disponible ou peu détaillé. La comparaison se fait principalement avec des résultats obtenus par d’autres groupes.

Bien que facilement réalisables, les méthodes de mesure directes limitent la complexité de l’échantillon caractérisé. Puisqu’on ne mesure qu’une intensité transmise atténuée, distinguer l’effet de l’absorption de celui de la diffusion est difficile. Ceci oblige l’utilisation d’un échantillon uniquement absorbant ou uniquement diffusant. Il existe des méthodes de caractérisation qui se basent sur des modèles de propagation de la lumière plus complexes, que la loi de Beer-Lambert, pour l’extraction des propriétés recherchées (μ_s , μ_a , g). La technique expérimentale implantée dépend des contraintes qu’impliquent les modèles exploités et des moyens matériels disponibles. Ces techniques appelées techniques indirectes seront présentées après les mesures goniométriques qui suivent.

Mesure de la fonction de phase

La mesure de la fonction de la phase permet de calculer le facteur d’anisotropie g (le chapitre 2 présente une définition plus détaillée de ce paramètre). Dans ce cas-ci, il est nécessaire de retrouver la distribution angulaire de la lumière diffusée par l’échantillon. Ce sont alors des mesures tout autour de l’échantillon qui sont effectuées, appelées **mesures goniométriques** (figure 1.3). Il est à noter que pour la mesure du facteur d’anisotropie, la condition de colinéarité n’est plus de mise, mais celle du régime de diffusion simple concernant l’échantillon est toujours de rigueur. Pour l’extraction du facteur d’anisotropie ce n’est plus la loi de Beer - Lambert qui est utilisée. Ces mesures exigent une plaque tournante. Le plus commun des montages implique un échantillon immergé dans un contenant cylindrique (pour éviter la déflexion de la lumière aux interfaces du contenant), placé au centre d’une plaque tournante. Un bras sur lequel est placé un détecteur mesure l’intensité à différents angles autour de l’échantillon. Plusieurs systèmes de mesures goniométriques pour caractériser des milieux diffusants (tissus biologiques ou fantômes) ont été dévelop-

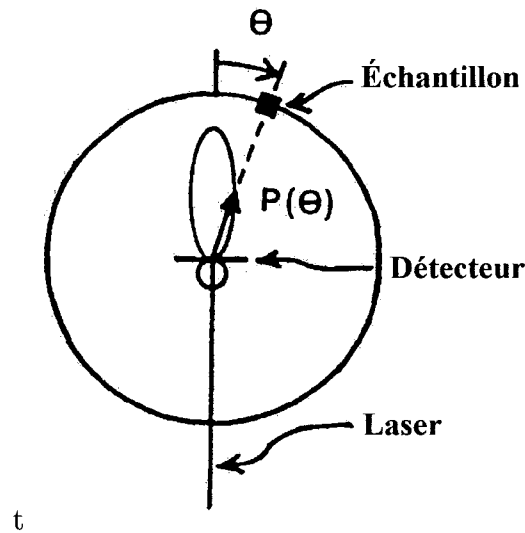


Figure 1.3 Schéma de base pour des mesures goniométriques montrant le lien entre la fonction de phase et la puissance mesurée.
[Jacques *et al.*, 1987].

pés. Par exemple, celui de [Choukeife, 1999] (figure 1.2) où le facteur d'anisotropie g de l'Intralipid a été mesuré de façon simple, à deux différentes longueurs d'ondes. Aussi, il y a le groupe de Marchesini [Marchesini *et al.*, 1989], qui utilisait un système avec plaques tournantes et comme détecteur une photodiode (surface active 1-cm^2) qui tourne autour de l'échantillon et qui a eu recours à la fonction de Henyey - Greenstein pour une regression sur la figure de diffusion. Les mesures ont été prises pour des angles allant de 5° à 45° et de 135° à 150° avec incidence normale sur l'échantillon et avec incidence à 45° pour les angles intermédiaires. Un système regroupant les particularités décrites plus haut a été présenté par [Bolt et de Mul, 2002]. Le plus complexe des système est celui de [Michels *et al.*, 2005]. Avec un système de goniomètre automatisé pour mesurer la fonction de phase de l'Intralipid, 400 000 mesures ont été prises pour couvrir tout l'angle solide. Le groupe de Wang [Wang *et al.*, 2006] a démontré qu'il serait possible de se servir des mesures goniométriques pour retrouver des paramètres de la diffusion de Mie, tels que la taille moyenne des particules.

Des mesures du facteur d'anisotropie ont été effectuées sur des milieux fantômes tels que : l'Intralipid [Choukeife, 1999; R. Michels, 2005], solution de polystyrène [Firbank, 1994b; Michels *et al.*, 2005], du dioxyde intégré à de la résine [Firbank, 1994b]. Les résultats obtenus sont comparés à des prédictions de la théorie de Mie et des simulations Monte Carlo servent de validation des données.

Techniques indirectes

Définitions

Cette section présente des méthodes qui font intervenir les différents modèles de la propagation de la lumière dans les tissus. Par ces méthodes, les coefficients d'absorption, de diffusion et le facteur d'anisotropie (μ_s , μ_a , g respectivement) peuvent être mesurés simultanément. Elles intègrent des méthodes de résolution numériques des différents modèles de propagation de la lumière. Ces méthodes nécessitent souvent des mesures de transmittance et de réflectance totales. Une autre catégorie de méthodes tente d'exploiter les propriétés intrinsèques de la lumière (ex. : la polarisation) afin de caractériser les milieux qu'elle traverse. Bien que ces méthodes n'aient pas été consacrées à des fins de caractérisation optiques, elles peuvent soutenir le développement d'une méthode hybride. Les méthodes expérimentales implantées dépendent des contraintes qu'impliquent les modèles exploités et des moyens matériels disponibles. Les théories sur lesquelles elles sont basées ainsi que les expériences qui ont été réalisées seront brièvement décrites.

État de l'art

Généralement, les méthodes indirectes exigent des mesures de réflectance ou de transmittance totale ou selon un certain angle solide ou encore des mesures résolues en temps. La conversion de ces mesures en coefficients d'absorption, de diffusion et facteur d'anisotropie se fait en se basant sur des solutions de l'équation du transfert radiatif (ETR) (chapitre 2) ou encore sur des solutions d'une approximation de cette équation telles que l'approximation de la diffusion (AD), ou la théorie de Kubelka-Munk. La comparaison des mesures peut aussi se faire par rapport à des solutions ou simulations numériques de l'ETR, telles que les simulations Monte Carlo (MC), la méthode «d'Inverse Adding doubling». Les mesures de réflectance et transmittance totale se font à l'aide de sphères intégratrices.

Approximation de la diffusion (AD)

Plusieurs groupes de recherche ont fait des mesures de réflectance et ont comparé leur résultat aux prédictions de l'équation de la diffusion, cette dernière étant une approximation de l'équation de transfert radiatif. Comme [Choukeife, 1999], le groupe de Martelli [Martelli et Zaccanti, 2007] a caractérisé un milieu diffusant à base d'Intralipid en plus d'un autre milieu absorbant à base d'encre de Chine avec une erreur de 2%. Aussi, avec des mesures résolues en temps, Taroni [Taroni *et al.*, 2007] a montré que pour la caractérisation de petits tissus biologiques, l'AD pour une tranche finie (parallépipède) était plus précise que celle d'un milieu infini.

Approximation Kubelka-Munk

Bien que limitante en termes de radiation incidente et géométrie de l'échantillon, la théorie de Kubelka-Munk a aussi été utilisée pour déduire les coefficients recherchés [Drakaki *et al.*, 2005], contre-valider par des simulation Monte Carlo. Sur un fantôme composé d'Agar, d'Intralipid et de bleu de Méthyle comme agent absorbant, des mesures de réflectance et de transmittance ont été réalisées à l'aide d'une sphère intégratrice. Les résultats obtenus pour les paramètres de diffusion de l'Intralipid étaient comparés à ceux disponibles dans la littérature et étaient satisfaisants.

Simulations Monte Carlo (MC)

Les simulations Monte Carlo sont une façon de résoudre l'ETR de façon stochastique basées sur les interactions microscopiques de la lumière avec son milieu sans passer par la résolution directe de celle-ci. Pour cela, il faut connaître la géométrie du milieu et de ses propriétés optiques (μ_s , μ_a et g). C'est une méthode statistique qui génère le chemin optique des photons en interaction avec le milieu [Bays, 1992]. Entre chaque absorption ou diffusion, la lumière se déplace en ligne droite. Le champ lumineux est modélisé par un grand nombre de photons (plusieurs particules discrètes). Avec des mesures de sphères intégratrices combinées à des simulations MC, Chen *et al.* [Chen *et al.*, 2006] a estimé μ_s , μ_a et g de l'Intralipid (10% et 20% entre 550 nm et 1630 nm) et ce avec des erreurs de 2%, 25% et 10%, la figure 1.4 présente ces résultats.

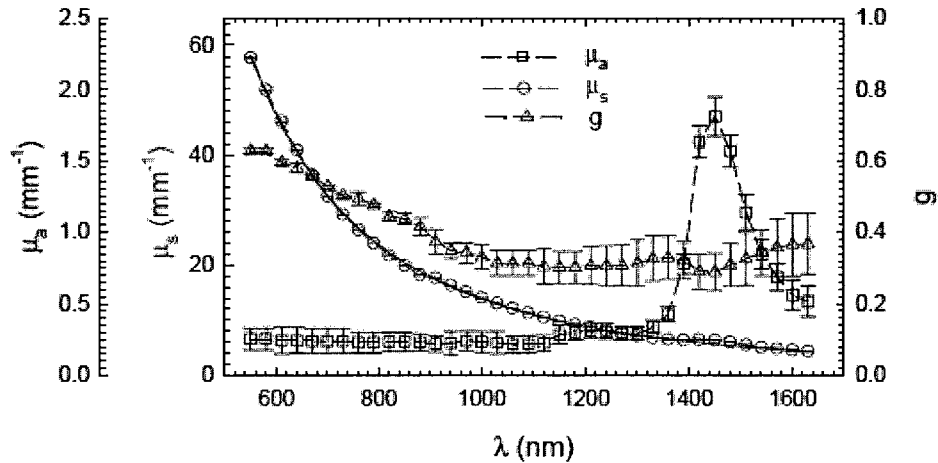


Figure 1.4 Résultats de la caractérisation d'une solution d'Intralipid 20%, non diluée, entre $\lambda = 550 \text{ nm}$ et $\lambda = 1630 \text{ nm}$, obtenus par [Chen *et al.*, 2006].

Inverse Adding doubling method (ADD) (développée par Hulst) [Prahl *et al.*, 1993]

Cette méthode exploite la solution générale et numérique de l'ETR pour des milieux avec une géométrie en tranches. Elle permet de retrouver les valeurs des propriétés optiques de diffusion par itération. La résolution de l'ETR se fait en choisissant au départ des valeurs «arbitraires» pour μ_s et μ_a . Puis en utilisant la méthode ADD, les valeurs de la transmittance (T) et de la réflectance (R) sont calculées. Il y a itération de ces étapes jusqu'à ce que les valeurs calculées de T et R correspondent à celles mesurées.

Expérimentalement, une façon très courante de mesurer les paramètres R et T mentionnés dans les paragraphes précédents est l'utilisation de sphères intégratrices.

Sphères intégratrices

Les sphères intégratrices sont des sphères avec un revêtement interne très réfléchissant (réflexion diffuse quasi parfaite allant jusqu'à 99%). Elles permettent une intégration spatiale de la puissance lumineuse qui est réfléchi ou transmise par un échantillon placé à un des ports de la sphère. Les figures 1.5 et 1.6 présentent l'image d'une sphère intégratrice disponible sur le marché (de la compagnie *Labsphere* [LabSphere, 2010], North Sutton, États-Unis, www.labsphere.com) et un exemple de schéma simplifié pour mesurer la réflectance et la transmittance d'un échantillon à l'aide de deux sphères intégratrices. Ces mesures de transmittance T et réflectance R peuvent être reliées aux propriétés optiques des échantillons utilisés [Firbank, 1994b; Pickering *et al.*, 1992, 1993]. Par exemple, Marchesini *et al.* [Marchesini *et al.*, 1989] s'est servi d'une seule sphère intégratrice pour mesurer le coefficient d'absorption d'un milieu. En se basant sur la théorie des sphères intégratrices développée par Kuppenheim, qui indique que le rapport entre le signal mesuré lors de l'incidence du rayon lumineux sur l'échantillon F_s et celui mesuré lors de l'incidence sur l'échantillon de calibration, F_{st} peut être relié à l'absorbance : $A_s = 1 - k(F_s/F_{st})$ où $k = 1$. Le coefficient d'absorption est obtenu en divisant A_s par le chemin optique calculé par simulation Monte Carlo pour des photons se propageant dans un spécimen mince. Les sphères sont, dans ce cas, utilisées directement pour trouver les propriétés optiques. Autrement, les coefficients μ_a , μ_s ou μ'_s et g sont reliés aux mesures de la transmittance T et de la réflectance R totales par des prédictions théoriques faites par simulations numériques ou par la résolution de l'ETR numériquement ou analytiquement lorsque l'échantillon a une forme simple.

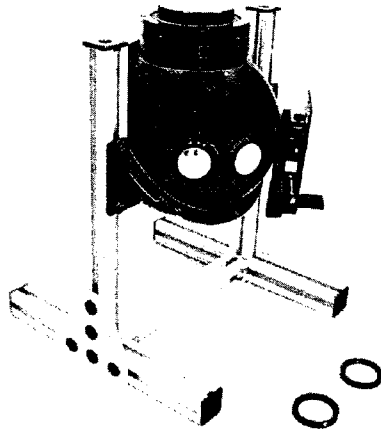


Figure 1.5 Image d'une sphère intégratrice de la compagnie *LabSphere* [LabSphere, 2010].

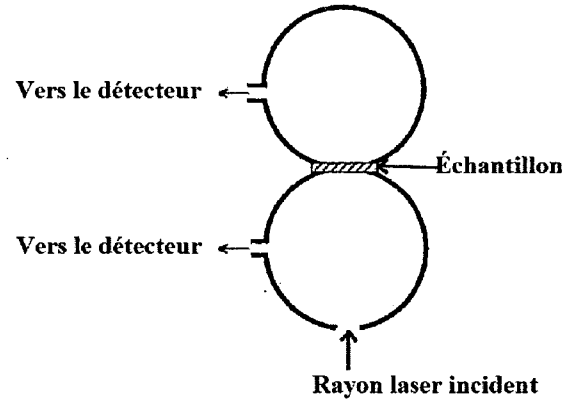


Figure 1.6 Schéma d'un exemple de disposition pour mesurer la transmittance et la réflectance d'un échantillon à l'aide de deux sphères intégratrices [Firbank, 1994b].

Étude des milieux colloïdaux

La présente sous-section n'est pas directement reliée à la caractérisation optique de milieux diffusants, mais elle présente la caractérisation de milieux colloïdaux (milieux contenant au moins une taille spécifique de particules dans le domaine mésoscopique ¹) dans d'autres disciplines. Elle est intéressante, car elle permet une vision plus large du monde des milieux diffusants.

Les liquides colloïdaux sont d'un grand intérêt en physique du solide et plusieurs expériences ont été réalisées afin de pouvoir les caractériser. Les expériences ne visaient pas directement la caractérisation optique des milieux. Toutefois, les résultats intermédiaires ou encore finaux de ces expériences permettent d'obtenir certaines informations pertinentes dans le cadre de caractérisation optique.

Un milieu diffusant altère les propriétés de la lumière lorsque celle-ci s'y propage. Il y a notamment les effets de dépolarisation et de perte de cohérence. Ceci peut être une façon détournée de déterminer les propriétés optiques d'un milieu diffusant. Ces techniques n'ont pas encore été utilisées, mais il est intéressant de présenter une revue de littérature des techniques qui exploitent des propriétés de la lumière (polarisation, cohérence, nature ondulatoire, ...) pour caractériser des milieux colloïdaux.

¹de quelques nm à quelques dizaines de μm

Polarisation

Le phénomène de dépolarisation d'une onde par une particule a été décrit théoriquement [Bohren et Huffman, 2004]. Ceci dit, la situation où il n'y a qu'une seule particule dans les milieux étudiés n'est pas très réaliste. Bien qu'à ce jour, aucune expérience, à la connaissance de l'auteur, n'ait permis d'établir une relation directe entre le changement de la polarisation de la lumière lors de son passage dans un milieu diffusant et les propriétés optiques recherchées (μ_s et μ_a). Plusieurs expériences ont tout de même établi certains liens entre l'état de polarisation de la lumière à la sortie d'un milieu diffusant et les particules qui composent ce milieu (ex. : influence de la taille des particules sur la polarisation). Ainsi, Gosh et al [Gosh *et al.*, 2003] ont démontré que la dépolarisation de la lumière traversant un milieu contenant des particules de polystyrène de deux différentes tailles sera dominée par les particules de plus petite taille. Aussi, certaines études de profilométrie de surface tentent d'utiliser l'information que peut donner la polarisation de la lumière diffusée par une surface et les propriétés de cette dernière.

Cela dit, Sankaran [Sankaran *et al.*, 1999] a démontré que la lumière polarisée se propage différemment dans de vrais tissus biologiques par rapport à des fantômes de tissus. Dans les vrais tissus, la lumière polarisée linéairement voyage plus longtemps que celle polarisée circulairement, l'inverse se produit dans l'Intralipid et les solutions de polystyrène. Ainsi, il semble qu'il faille être prudent dans le transfert des théories reliant la polarisation et les coefficients (μ_s , μ_a).

Électrophorèse

Schätzel [Schatzel et Drewel, 1987] a travaillé sur les propriétés électrophorétiques des particules. En étudiant l'effet Doppler causé par des particules en mouvement dans un liquide, ainsi que les figures d'interférence obtenues lors de la transmission de la lumière (basé sur la spectroscopie par corrélation de photons, analyse du nombre de fluctuations, diffusion statique de la lumière, mesures optiques de phase), ces chercheurs ont réussi à obtenir des informations sur le coefficient de diffusion moyen. Ils ont constaté que les 4 techniques mentionnées précédemment permettaient de trouver assez directement la taille des particules dans les solutions.

Finalement, d'autres méthodes telles que la *méthode de décorrélation de diffusion multiple* (*multiple scattering decorrelation method*) peuvent servir à déterminer la taille des particules. Cette méthode est applicable aux milieux diffusants en général. Sinn [Sinn *et al.*, 1999] a aussi fait des mesures de la turbidité en fonction de la concentration des particules

ce qui a permis de déterminer la taille de ces particules en se basant sur une relation qui relie la turbidité à l'intensité de la lumière transmise.

À titre informatif, en se basant sur le fait que la diffusion simple peut se produire à l'intérieur d'une longueur de cohérence où la diffusion multiple ne peut pas avoir lieu, Schröder [Schröder et Wiegand, 2002] ont montré une façon de supprimer l'effet de la diffusion multiple de la lumière dépolarisée.

Comparaison et analyse critique

En ce qui concerne les techniques directes, elles imposent une contrainte sur la complexité de l'échantillon qui peut être caractérisé : pour extraire un coefficient d'intérêt, μ_a ou μ_s , l'échantillon utilisé doit être uniquement absorbant ou diffusant respectivement. Par contre, cette extraction se fait simplement à l'aide de la loi de Beer-Lambert. La fabrication de fantômes exige de caractériser séparément ses constituants (agents absorbants, agents diffusants). Les techniques directes peuvent donc être utilisées pour déterminer les propriétés de ces derniers. Quant à la contrainte de diffusion simple, lorsque l'objectif est d'implanter la méthode de caractérisation, il est possible de choisir des échantillons qui respectent cette contrainte.

Toutefois, les méthodes directes ne sont parfois que des étapes intermédiaires pour la cueillette de certaines données qui servent par la suite dans la détermination de μ_s et μ_a par des méthodes plus complexes, par exemple, en comparant les mesures d'intensité à celles prédites par les modèles mathématiques de la propagation de la lumière ; c'est ce qu'on appelle les méthodes indirectes. Ces dernières permettent la caractérisation d'un milieu complet et souvent fournissent μ_a , μ'_s en même temps. Elles sont cependant plus complexes à mettre en œuvre expérimentalement et l'extraction des paramètres d'intérêt est plus ardue.

Quant à la précision des méthodes, la déterminer dépend beaucoup de la capacité à prédire théoriquement les propriétés évaluées. Cet élément implique qu'il faut minimiser les sources d'erreur expérimentales, mais aussi, lorsque la prédiction théorique n'est pas possible, il est judicieux de combiner deux méthodes pour contre-valider les résultats. De façon générale, il est rare de trouver des méthodes dans la littérature qui permettent une caractérisation en deçà de 10% d'erreur. Le tableau 1.5 présente de façon concise les avantages (+) et les inconvénients de chaque catégorie de méthode (-).

Tableau 1.5 Comparaison des avantages (+) et des inconvénients (-) des deux catégories de méthodes de caractérisation directes et indirectes.

Méthodes directes	Méthodes indirectes
<ul style="list-style-type: none"> - Échantillon uniquement absorbant ou uniquement diffusant (régime de diffusion simple doit être assuré) - Extraction d'un seul paramètre à la fois x + Extraction des paramètres optiques se fait simplement (Beer-Lambert) + Simple matériel de mesure (mesures CW, laser continu, etc.) (sous contrainte du fantôme) + Prédiction théorique pour le coefficient de diffusion possible à l'aide de la théorie de Mie 	<ul style="list-style-type: none"> - Extraction des paramètres optiques est plus complexe (résolution d'équations aux dérivées partielles décrivant la propagation, peut nécessiter de la régression non-linéaire) - Nécessite du matériel plus élaboré (système résolu en temps, laser pulsé, détecteurs rapides, sphères intégratrices, etc.) - Prédiction théorique moins évidente (régime de diffusion multiple) + Échantillon mixte (absorbant et diffusant) + Extraction de plusieurs paramètres à la fois (μ'_s et g en même temps) x

1.3 Objectifs spécifiques et plan

1.3.1 Objectifs spécifiques

Les objectifs spécifiques se présentent sous 2 volets : la fabrication de fantômes et la caractérisation de milieux absorbants/diffusants.

Volet fabrication

Les objectifs spécifiques de ce volet s'inscrivent ainsi :

- Établir un protocole de fabrication de fantômes solides avec les conditions suivantes :
 - Le contrôle sur les formes extérieures des fantômes afin d'être en mesure de produire un milieu sous forme de petit animal (souris). Plus précisément, il faut :
 - Produire des formes simples (tranches, hémisphères) et une forme de souris ;
 - Produire des fantômes sans inhomogénéité indésirable (bulles d'air) ;
 - Produire des fantômes usinables ;
 - Produire des fantômes où il est possible d'intégrer des inclusions.

Volet propriétés

- Il faut être en mesure de contrôler les coefficients d'absorption μ_a et de diffusion μ_s car ils varient dans les tissus biologiques ;
- Ils doivent avoir un indice de réfraction de l'ordre de l'indice moyen des tissus biologiques.

Volet caractérisation

Tel que démontré plus tôt, la complexité de cette étape exige qu'elle soit développée de concert avec la fabrication. L'objectif de cette partie consiste principalement en l'implantation d'un protocole de caractérisation pour les fantômes. Ceci passe par le choix et le développement de méthodes de caractérisation optiques.

1.3.2 Plan et méthodologie du mémoire

Suite à ce chapitre d'introduction où ont été présentés un état de l'art exhaustif ainsi que les objectifs spécifiques du projet pour les deux volets qui le composent (fabrication et caractérisation), quatre autres chapitres suivront comme suit :

Deuxième chapitre : les théories de propagation de la lumière utiles à ce projet sont présentées, soit : la théorie de Mie qui décrit de façon microscopique, pour une particule, la diffusion de la lumière avec une seule particule, et l'approximation de la diffusion qui décrit de façon macroscopique l'interaction de la lumière (absorption et diffusion) avec un ensemble de particules, tel qu'un tissu biologique. Les paramètres caractérisant ces interactions (coefficients d'absorption, de diffusion et de diffusion réduit, facteur d'anisotropie et indice de réfraction) y sont expliqués.

Troisième chapitre : ce chapitre couvre la partie fabrication du projet. Il y sera question des principes sur lesquels reposent les méthodes de fabrication et de leur comparaison afin d'en faire une utilisation pertinente. Puis le protocole robuste de fabrication de fantômes solides à base de résine développé sera présenté ainsi que les fantômes fabriqués. D'autres voies de développement de ce volet seront présentées.

Quatrième chapitre : dans ce chapitre, il est question du volet caractérisation. Tout d'abord, les théories à la base des méthodes de caractérisation choisies, *i.e.* méthode directe et méthode indirectes (résolues en temps), sont présentées. Cette étude permettra de les implanter expérimentalement de manière éclairée. Le protocole développé à la suite de cette analyse ainsi que ces deux méthodes sont présentés.

Cinquième chapitre : la discussion fait le sujet principal de ce chapitre. Les résultats obtenus pour la fabrication et la caractérisation sont présentés de manière critique. Les problématiques et difficultés rencontrées ainsi que certaines solutions sont discutées. Lorsque possible, les résultats sont comparés à ceux d'autres groupes pour une vue plus large de ces travaux.

Sixième chapitre : ce chapitre clôt ce mémoire. On y résume la démarche entreprise pour atteindre les objectifs de ce projet. De plus, les conclusions des différents chapitres ainsi que les contributions de ce projet seront rassemblées. Finalement, les perspectives futures envisageables pour ce sujet sont exposées.

CHAPITRE 2

Lumière et tissus biologiques

Introduction

Dans un contexte d'imagerie optique, il est important d'être en mesure de décrire l'interaction de la lumière avec les tissus biologiques. Le présent chapitre présente les principales interactions lumière-tissus connues et leur modèle. Il se divise en deux grandes parties. La première présente les propriétés optiques des tissus biologiques décrivant les différentes interactions lumière-tissus et présentant les paramètres utilisés pour caractériser ces interactions. La deuxième partie présente les théories d'intérêt qui modélisent le phénomène. À la fin de ce chapitre, le lecteur ou la lectrice devrait être convenablement outillé(e) pour poursuivre une lecture plus aisée de ce document.

2.1 Propriétés optiques des tissus biologiques

2.1.1 Les interactions lumière-tissus

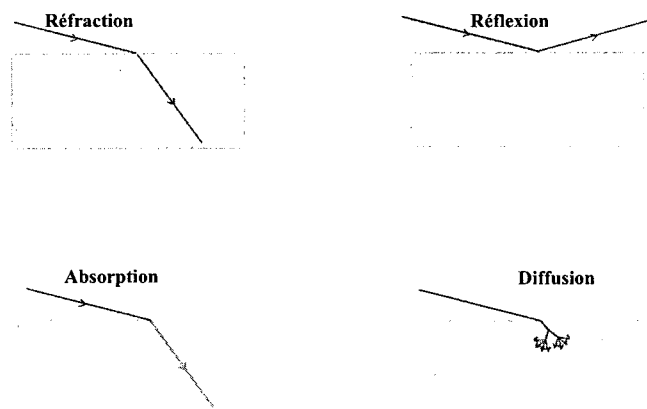


Figure 2.1 Les quatre principales interactions lumière-tissus.

La lumière qui traverse un tissu biologique interagit avec les éléments le constituant. La figure 2.1 illustre les différentes interactions. Il y en a quatre : absorption, diffusion, réflexion et réfraction. On ne discutera ici que de la diffusion et de l'absorption, les deux autres phénomènes étant bien connus. La plus importante est sans contredit la diffusion. Contrairement aux rayons X, la lumière ne se propage pas en ligne droite et est déviée

régulièrement de sa trajectoire lors de son passage dans les tissus biologiques. À cause de la diffusion, on ne peut connaître précisément par où la radiation est passée, ce qui rend la reconstruction d'image beaucoup plus complexe et dégrade les résolutions spatiales atteignables en imagerie optique comparativement à d'autres modalités telles la tomodensitométrie, ou la résonance magnétique. Quant à l'absorption, bien que moins gênante pour l'imagerie, elle est aussi un phénomène important de par le type d'informations qu'elle peut fournir sur la constitution du tissu traversé [Lihong V.Wang, 2007; Prasad, 2003], notamment son oxygénation sanguine.

La région du PIR, entre 650 et 1000 *nm*, appelée «fenêtre thérapeutique», est d'un intérêt particulier pour l'imagerie optique des tissus biologiques. C'est dans cette fenêtre que l'absorption des chromophores biologiques y est la plus faible et donc que la lumière peut se propager le plus profondément. Les phénomènes de diffusion et d'absorption y jouent un rôle important [Prasad, 2003]. Ils résultent tous deux de l'interaction d'une onde électromagnétique avec les charges électriques retrouvées dans la matière telles que les électrons, les protons, des molécules bipolaires et sont davantage détaillés dans ce qui suit.

Absorption

À l'échelle moléculaire, l'absorption d'un photon par une molécule ou un atome a lieu lorsque son énergie correspond à l'énergie de transition électronique, vibrationnelle ou rotationnelle de la molécule ou de l'atome rencontrés. Le spectre d'absorption d'un chromophore biologique est fonction de sa structure moléculaire et dépend de l'environnement dans le quel il est, tel que : le pH, la température et le type de solvant dans le lequel il baigne [Prasad, 2003]. Par exemple, dans les tissus biologiques, l'absorption dépend notamment de la concentration sanguine et de son taux d'oxygénation, ce qui permet d'imager des processus physiologiques reliés à cette concentration. Cela est notamment très utilisé en imagerie optique cérébrale. Le coefficient d'absorption μ_a (section 2.1.2), paramètre employé pour caractériser l'absorption en unité inverse de longueur, à deux longueurs d'onde différentes permet le calcul de la concentration d'hémoglobine oxygénée et non oxygénée à partir des équations linéaires suivantes [Lihong V.Wang, 2007] :

$$\mu_a(\lambda_1) = \ln 10 \epsilon_{ox}(\lambda_1) C_{OX} + \ln 10 \epsilon_{de}(\lambda_1) C_{de}, \quad (2.1)$$

$$\mu_a(\lambda_2) = \ln 10 \epsilon_{ox}(\lambda_2) C_{OX} + \ln 10 \epsilon_{de}(\lambda_2) C_{de}, \quad (2.2)$$

où λ_1 et λ_2 sont les deux longueurs d'onde en question ; ϵ_{ox} et ϵ_{de} sont les coefficients d'extinction molaire connus de l'hémoglobine oxygénée et non oxygénée respectivement ; C_{OX} et C_{de} sont les concentrations molaires des deux hémoglobines obtenues en résolvant les équations. Ces deux dernières quantités obtenues, la saturation en oxygène SO_2 et la concentration totale en hémoglobine C_{Hb} sont données par [Lihong V.Wang, 2007]

$$SO_2 = \frac{C_{OX}}{C_{OX} + C_{de}}, \quad (2.3)$$

$$C_{Hb} = C_{OX} + C_{de}. \quad (2.4)$$

L'absorption est donc un phénomène d'intérêt en imagerie optique.

Diffusion

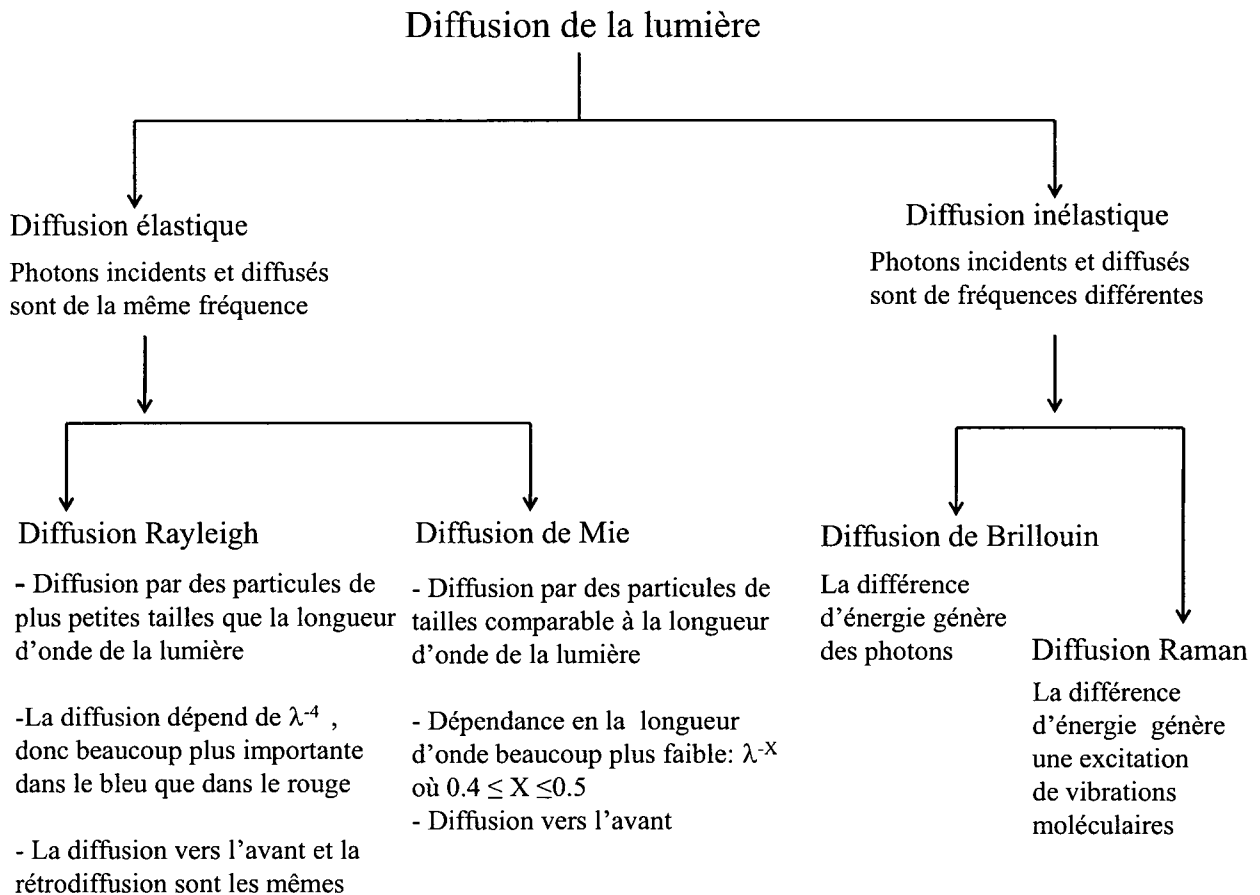


Figure 2.2 Les différents types de diffusion.

De façon générale, est appelé diffusion le phénomène de déviation d'un rayon lumineux de sa trajectoire initiale suite à son interaction avec la matière. En termes de physique ondulatoire, il s'agit d'une radiation secondaire émise par une particule chargée suite à son interaction avec une onde électromagnétique incidente. La diffusion est dite élastique lorsque la radiation secondaire émise est de la même longueur d'onde que l'onde incidente et inélastique lorsque l'énergie de l'onde incidente n'est pas conservée. Il y a alors un changement de la longueur d'onde. La figure 2.2 présente les différents types de diffusions par des particules sphériques et les théories qui les décrivent en fonction de la taille des particules diffusantes relativement à la longueur d'onde de la lumière incidente.

Lorsqu'il s'agit d'un milieu composé de plusieurs particules, le phénomène de diffusion peut être classé selon deux régimes. Le premier est le *régime de diffusion simple*. Dans ce cas, la diffusion par chaque particule est indépendante des particules voisines. Le milieu de diffusion simple est un milieu où la distance interparticules est plus grande que la longueur d'onde de l'onde incidente ainsi que de la taille des particules diffusantes [Lihong V.Wang, 2007]. Le second régime est appelé le *régime de diffusion multiple*, la diffusion par une particule est alors couplée et dépend des ondes secondaires provenant des autres particules composant le milieu.

La diffusion est caractérisée par le coefficient de diffusion μ_s , le coefficient de diffusion réduit μ'_s et le facteur d'anisotropie g présentés dans la section suivante. Seule la diffusion élastique est considérée.

2.1.2 Paramètres caractérisant l'interaction lumière-tissus

La section suivante présente les principaux paramètres utilisés en imagerie optique pour caractériser les interactions d'absorption et de diffusion décrites à la section précédente. Ces paramètres servent aussi dans différents modèles de propagation de la lumière dans les milieux diffusants. Les paramètres présentés sont : les coefficients d'absorption μ_a , de diffusion μ_s et de diffusion réduit μ'_s , l'indice de réfraction n et le facteur d'anisotropie g .

Coefficients d'absorption et de diffusion

Ces coefficients sont une mesure de la probabilité pour un photon d'être absorbé/diffusé par unité de distance parcourue (leur unité est généralement exprimée en mm^{-1} ou en cm^{-1}). L'inverse du coefficient d'absorption/diffusion est le libre parcours moyen, lequel définit la distance moyenne parcourue par un photon avant qu'il ne soit absorbé ou diffusé. Ces deux coefficients peuvent être reliés à la densité des particules présentes ρ et à leur section efficace moyenne d'absorption ou de diffusion $\sigma_{a/s}$, selon la relation

$$\mu_{a/s} = \rho * \sigma_{m_{a/s}}, \quad (2.5)$$

où ρ est la densité de particules et σ_m la section efficace moyenne d'absorption ou de diffusion.

La section efficace d'absorption ou de diffusion d'une particule $\sigma_{a/s}$ laquelle permet de relier la puissance Φ absorbée ou diffusée en W à l'irradiance incidente E_{inc} où E est en W/m^2 est définie comme suit :

$$\Phi = \rho * E_{inc}, \quad (2.6)$$

Aussi, la section efficace d'absorption ou de diffusion d'une seule particule peut être vue comme un rapport de l'efficacité d'absorption/diffusion et la section efficace géométrique [Lihong V.Wang, 2007]

$$\sigma_{a/s} = Q * \sigma_g, \quad (2.7)$$

où σ_g est la section efficace géométrique et Q l'efficacité d'absorption ou de diffusion.

Coefficient de diffusion réduit

Dans le cas de la diffusion, on définit un coefficient de diffusion réduit, communément utilisé en imagerie médicale, par

$$\mu'_s = (1 - g)\mu_s, \quad (2.8)$$

Le libre parcours moyen, c'est-à-dire, $1/\mu'_s$ représente la distance à partir de laquelle la diffusion est isotrope, c'est-à-dire qu'un photon a une égale probabilité d'être diffusé dans n'importe quelle direction. Enfin, il y a aussi le coefficient d'extinction (ou d'atténuation) qui permet d'exprimer l'atténuation totale due à l'absorption et à la diffusion. Il est donné par

$$\mu_t = \mu_s + \mu_a. \quad (2.9)$$

→ Pour les tissus, dans la région d'intérêt pour ce projet (région du PIR), les valeurs des coefficients d'absorption et de diffusion varient selon la complexité des tissus biologiques. Toutefois les ordres de grandeurs typiques sont [Lihong V.Wang, 2007] :

$$\begin{aligned}\mu_a &= 0.1 \text{ cm}^{-1} \text{ pour l'absorption} \\ \mu_s &= 100 \text{ cm}^{-1} \text{ et } \mu'_s = 10 \text{ cm}^{-1} \text{ pour la diffusion}\end{aligned}$$

Loi de Beer-Lambert

La relation de Beer-Lambert permet de relier une intensité mesurée transmise par un échantillon à l'intensité incidente sur ce dernier selon

$$I = I_0 e^{-\mu_t l}, \quad (2.10)$$

où l est l'épaisseur du milieu traversé, I est l'intensité balistique, I_0 est l'intensité incidente sur le milieu et μ_t est le coefficient d'atténuation. En terminant, les coefficients d'absorption μ_a et de diffusion μ_s sont reliés, respectivement, aux sections efficaces d'absorption σ_a et de diffusion σ_s via la densité des particules, soit

$$\mu_{a/s} = \rho * \sigma_{m_{a/s}}, \quad (2.11)$$

où ρ est la densité de particules et σ_m la section efficace moyenne d'absorption ou de diffusion.

Indice de réfraction

L'indice de réfraction d'un milieu correspond au rapport de la vitesse de la lumière dans le milieu à la vitesse de la lumière dans le vide. Déterminé pour une radiation donnée, il décrit la propagation d'une onde plane (vitesse) dans un milieu homogène et isotrope (particules identiques en tailles et en propriétés optiques). Il peut être composé d'une partie réelle et d'une partie imaginaire

$$m = n' + in'', \quad (2.12)$$

La partie réelle n' gère la propagation de l'onde et est l'indice de réfraction auquel on est habitué pour les milieux non absorbants. La partie complexe n'' correspond à l'atténuation de l'onde dans le milieu [Bays, 1992; Ramakrishna et Armour, 2003] . Elle est reliée à μ_a par l'équation

$$\mu_a = \frac{2n''\omega}{c_0} = \frac{4\pi n''}{\lambda_0}, \quad (2.13)$$

où λ_0 est la longueur d'onde dans le vide ; c_0 la vitesse de la lumière dans le vide et ω la fréquence.

L'indice de réfraction dépend de la longueur d'onde de l'onde incidente. Ce lien est donnée par la relation de Cauchy

$$n = A + \frac{B}{\lambda^2} + \frac{C}{\lambda^4} + \dots, \quad (2.14)$$

où λ est la longueur d'onde en question et A, B et C sont les coefficients spécifiques au milieu traversé [Firbank, 1994b]. Pour la plupart des tissus biologiques, l'indice de réfraction moyen se situe dans la plage suivante [Lihong V.Wang, 2007]

$$1.34 \leq n \leq 1.62. \quad (2.15)$$

Facteur d'anisotropie

Ce facteur est relié à l'angle de diffusion et détient l'information sur la distribution angulaire de la lumière diffusée. Il est défini comme la valeur moyenne du cosinus de l'angle de diffusion, pondérée par la fonction de phase p , où plus précisément p est la section efficace différentielle de diffusion normalisée. Notons qu'en théorie du transport radiatif une notation communément utilisée pour la fonction de phase est la suivante [Ishimaru, 1978]

$$p = \frac{4\pi}{\sigma_t} \frac{d\sigma}{d\Omega}. \quad (2.16)$$

D'autres normalisations sont [Bohren et Huffmanm, 2004]

$$\tilde{p} = \frac{1}{\sigma_s} \frac{d\sigma_s}{d\Omega}, \quad (2.17)$$

$$\hat{p} = \frac{4\pi}{\rho_s} \frac{d\rho_s}{d\Omega}, \quad (2.18)$$

La normalisation \tilde{p} a l'avantage de représenter directement une densité de probabilité sur les angles solides car

$$\int_{4\pi} \tilde{p} d\Omega = 1. \quad (2.19)$$

Notons que la section efficace différentielle est calculable analytiquement dans le cas des particules de géométrie simple, par exemple par la théorie de Mie pour une particule sphérique. Physiquement, la section efficace différentielle $\frac{d\sigma_s}{d\Omega}$ donne la distribution angulaire de la lumière diffusée, c'est-à-dire la puissance diffusée par unité d'angle solide selon une direction par unité d'irradiance incidente. La relation est la suivante

$$\frac{d\Phi_s}{d\Omega} = E_{inc} \frac{d\sigma_s}{d\Omega}. \quad (2.20)$$

Avec ces définitions et notations, on peut écrire l'expression mathématique pour g comme suit :

$$g = \langle \cos\theta \rangle = \int \cos\theta \tilde{p} d\Omega, \quad (2.21)$$

ce qui est équivalent à l'équation [Prahl, 2009]

$$g = \int_{-1}^1 \tilde{p}(\cos\theta) \cos\theta d(\cos\theta). \quad (2.22)$$

Les valeurs de g sont entre -1 et 1. Lorsque $g = 1$ la diffusion est dirigée complètement vers l'avant, $g = 0$ indique une diffusion isotrope et $g = -1$ indique une diffusion vers l'arrière (backscattering).

Pour les tissus, g se situe dans l'intervalle [Cheong *et al.*, 1990]

$$0.7 \leq g \leq 0.9. \quad (2.23)$$

Pour la fonction de phase, vu la diversité des tailles des inhomogénéités dans les tissus, il est possible de retrouver toutes formes de diffusion (Rayleigh, Mie, etc.). Toutefois, il semble qu'expérimentalement, dans le spectre du visible, c'est la diffusion par des particules de dimension égales ou supérieures à la longueur d'onde qui domine [Bays, 1992]. C'est une

diffusion souvent décrite par la fonction de Henyey-Greenstein [Bays, 1992; Jacques *et al.*, 1987; Marchesini *et al.*, 1989; Pickering *et al.*, 1993] qui est définie comme suit

$$p_{HG}(\cos\theta) = \frac{(1 - g^2)}{(1 + g^2 - 2g\cos\theta)^{-3/2}}. \quad (2.24)$$

2.1.3 Théories et modèles de la propagation de la lumière dans les tissus biologiques ou milieux diffusants

La cause de la diffusion dans un tissu biologique est le changement d'indice de réfraction à l'échelle cellulaire ainsi que la variation plus macroscopique de l'indice de réfraction lors du passage de la lumière d'un type de tissu à un autre [Firbank et Delpy, 1993].

Cette sous-section présente quelques théories qui décrivent la propagation de la lumière dans les milieux diffusants. On présente d'abord, la théorie de Mie, qui concerne la diffusion par une particule, puis l'équation de transport et quelques approximations qui en découlent et qui traitent la lumière en tant que flux énergétique.

Théories de l'interaction de la lumière avec une particule

Théorie de Mie

Cette théorie décrit la diffusion de la lumière par une particule sphérique homogène, isotrope et de taille quelconque et correspond à une solution exacte des équations de Maxwell [Bohren et Huffman, 2004; Laure, 1999; Mishchenko *et al.*, 2002].

Dans le cas de la diffusion dans les tissus, bien que les inhomogénéités soient de tailles variées, il est admis de considérer que le rayon moyen des diffuseurs est de l'ordre des tailles des organites subcellulaires, c'est à dire d'environ $0.5 \mu\text{m}$ [Laure, 1999] et la gamme du PIR est entre 0.65 et $1.0 \mu\text{m}$ ce qui fait de la théorie de Mie le premier choix pour la description microscopique de la diffusion dans les tissus. La théorie de Mie permet de calculer la section efficace différentielle et d'obtenir le coefficient de diffusion et le facteur d'anisotropie d'une particule sphérique homogène et isotrope baignant dans un milieu également homogène est isotrope [Bays, 1992]. Les différentes quantités physiques recherchées sont obtenues comme suit :

Pour une particule de diamètre a , d'indice de refraction n_s , l'efficacité de la diffusion Q_s (équation 2.7) et le facteur d'anisotropie g sont donnés par les équations suivantes [Lihong V.Wang, 2007]

$$Q_s = \frac{2}{x^2} \sum_{l=1}^{\infty} (2l+1)(|a_l|^2 + |b_l|^2), \quad (2.25)$$

$$g = \frac{4}{Q_s x^2} \sum_{l=1}^{\infty} \left[\frac{l(l+2)}{l+1} \operatorname{Re}(a_l a_{l+1}^* + b_l b_{l+1}^*) + \frac{2l+1}{l(l+1)} \operatorname{Re}(a_l b_l^*) \right]. \quad (2.26)$$

Ici un paramètre important est le paramètre de taille x défini par

$$x = \frac{2\pi n a}{\lambda}, \quad (2.27)$$

où n est l'indice de réfraction du milieu dans lequel baigne la particule ; a est le diamètre de la particule et λ la longueur d'onde de la lumière incidente. Les coefficients a_l et b_l sont donnés par

$$a_l = \frac{\psi_l'(y)\psi_l(x) - n_{rel}\psi_l(y)\psi_l'(x)}{\psi_l'(y)\zeta_l(x) - n_{rel}\psi_l(y)\zeta_l'(x)}, \quad (2.28)$$

$$b_l = \frac{n_{rel}\psi_l'(y)\psi_l(x) - \psi_l(y)\psi_l'(x)}{n_{rel}\psi_l'(y)\zeta_l(x) - \psi_l(y)\zeta_l'(x)}, \quad (2.29)$$

où

$$y = n_{rel}x, \quad (2.30)$$

n_{rel} est l'indice de refraction relatif, tel que

$$n_{rel} = \frac{n_s}{n} \quad (2.31)$$

et ψ_l , ζ_l sont les fonctions de Riccati-Bessel.

Il a été montré que des valeurs moyennes de section efficace de diffusion et d'absorption ainsi que la fonction de phase de diffusion pour une collection de particules identiques orientées aléatoirement par rapport à l'onde incidente peuvent aussi être calculées [Bays, 1992].

Modèles de propagation de la lumière dans les milieux diffusants

Théorie du transfert radiatif

La théorie du transport radiatif est une théorie cinétique qui modélise de façon macroscopique l'interaction lumière - matière. Les particules concernées sont des photons en interaction avec les atomes [Dogbe, 1999]. L'équation centrale de la théorie du transport radiatif équivaut à l'équation de la théorie cinétique des gaz de Boltzmann et à celle de la théorie de transport du neutron [Case et Zweifel., 1967]. L'hypothèse de cette théorie exclut la convection et la diffusion thermique [Dogbe, 1999]. La polarisation peut être considérée en utilisant les paramètres de Stokes [Ishimaru, 1978].

Cette théorie implique trois paramètres optiques : les coefficients d'absorption μ_a , et de diffusion μ_s et la fonction de phase [Fabbri *et al.*, 2003] des particules dans le milieu macroscopique. La forme scalaire de cette équation qui ne prend pas en compte la polarisation est donnée par [Bays, 1992]

$$\frac{dL(\mathbf{r}, \mathbf{s})}{ds} = -\mu_t I(\mathbf{r}, \mathbf{s}) + \frac{\mu_t}{4\pi} \int_{4\pi} p(\mathbf{s}, \mathbf{s}') I(\mathbf{r}, \mathbf{s}') d\omega' + \epsilon(\mathbf{r}, \mathbf{s}), \quad (2.32)$$

où $L(\mathbf{r}, \mathbf{s})$ est la radiance en \mathbf{r} dans la direction \mathbf{s} [$W/m^2/sr$], μ_t est le coefficient d'extinction totale [mm^{-1}], $p(\mathbf{s}, \mathbf{s}')$ est la fonction de phase avec la normalisation décrite précédemment à la section 3.2.3 et $\epsilon(\mathbf{r}, \mathbf{s})$ est la puissance émise par la source, par unité de volume et par unité d'angle solide [$W/m^3/sr$] (s'il y a une source dans le milieu). L'obtention de solutions exactes pour l'équation de transfert radiatif n'a été possible, jusqu'à maintenant, que dans des cas de géométries spécifiques et simples. Par exemple, Chandrasekhar et Rybocki [Bays, 1992] ont trouvé des solutions pour le cas d'un milieu semi-infini circonscrit par deux plans parallèles, pour une diffusion isotrope, et une source collimatée et d'étendue finie ou infinie. Les théories qui suivent peuvent être dérivées de cette équation centrale.

Approximation de la diffusion (AD)

Utilisée pour calculer le taux du flux dans les tissus [Tuchin, 2002], l'équation de diffusion est une expansion de l'équation de transport en harmoniques sphériques. Elle modélise efficacement la distribution spatiale de la lumière dans les milieux très diffusants [Bays, 1992]. C'est une équation différentielle partielle. L'équation de diffusion dépendante du temps est donnée par [Martelli *et al.*, 2000; Nakai *et al.*, 1997]

$$\left(\frac{1}{c} \frac{\partial}{\partial t} - D \nabla^2 + \mu_a\right) \Phi(r, t) = S(r, t), \quad (2.33)$$

où $\Phi(r, t)$ et $S(r, t)$ sont le taux de fluence des photons dans le milieu et le terme source respectivement. La constante c est la vitesse de la lumière et μ_a le coefficient d'absorption du milieu. Dans le cas où le terme de l'absorption n'est pas séparé de l'équation de transport lors de l'approximation de diffusion, le coefficient D est donné par $1/(3(\mu_a + \mu'_s))$, sinon il est donné par $1/(3\mu'_s)$ [Nakai *et al.*, 1997].

Plusieurs approximations sont faites pour obtenir l'AD. La première est de considérer le milieu traversé comme très diffusant. Un milieu est considéré suffisamment diffusant lorsque [Bays, 1992]

$$\mu_a \ll \mu'_s. \quad (2.34)$$

Sans entrer dans les détails mathématiques qui ne sont pas nécessaires dans ce cas-ci, les autres approximations impliquent de décrire la fonction source comme isotrope et de contourner le fait que la condition limite exacte à la surface d'un tissu ne puisse pas être respectée en réalité [Bays, 1992].

Kubelka-Munk

La théorie de Kubelka-Munk a initialement été développée pour les films de peinture en donnant une relation entre les coefficients d'absorption, de diffusion et la réflectance des peintures. Elle utilise l'équation de transport radiatif pour décrire le transfert des radiations dans un milieu diffusant et ceci en utilisant le coefficient d'absorption et le coefficient de diffusion. Elle traite la propagation de la lumière en considérant deux flux énergétiques qui se propagent dans des directions données.

Elle trouva vite une application dans le domaine de l'optique des tissus. Elle s'applique à un modèle de tranches infinies et ne prend pas en compte la réflexion sur les bords. Cette méthode considère une irradiance isotrope et permet de relier les coefficients d'absorption et de diffusion aux mesures de réflectance et transmittance [Fabbri *et al.*, 2003; Van Gemert et Star, 1987]. Bien qu'elle ait été utilisée pour les tissus, elle ne s'applique pas parfaitement à la propagation de la lumière dans les tissus, laquelle passe graduellement d'un état collimé à un état diffus [Jacques *et al.*, 1987].

Modèles de tissus

Les fantômes de ce projet doivent servir à reproduire les propriétés des tissus biologiques. Il est inévitable de se poser la question : jusqu'où peut-on modéliser ou reproduire exactement un tissu biologique ? Jusqu'à quelle échelle peut-on modéliser les interactions ? Quel est le sens des paramètres optiques définis plus tôt ? Sans répondre à ces questions qui

représentent à elles seules un vaste sujet de recherche, le but de ce qui suit est d'avoir une vision relative quant aux choix faits pour le projet.

D'abord, la caractérisation d'une seule interaction au niveau d'un tissu biologique est une mission ardue et ne semble jamais avoir été réalisée. Ainsi, il faut rappeler la nature statistique des coefficients d'absorption et de diffusion, ces paramètres permettent la description du résultat moyen d'une interaction. D'un point de vue expérimental, les coefficients d'absorption et de diffusion vont être associés à des modèles de tissus composés d'une collection de particules de même dimensions, isolées et homogènement réparties [Bays, 1992].

Finalement, bien qu'il soit très complexe de modéliser exactement un tissu biologique, une des façon de faire est de considérer que c'est une succession de milieux homogènes et isotrope [Bays, 1992].

2.2 Conclusion

Ce chapitre a été dédié à la théorie régissant la propagation de la lumière dans les milieux diffusants. Deux théories qui permettent de décrire la propagation de la lumière dans les milieux diffusants en utilisant les propriétés optiques présentées dans ce chapitre. D'intérêt pour ce projet est l'utilisation de ces théories à des fins de prédictions des propriétés des milieux fabriqués. La première, la théorie de Mie, est une solution exacte des équations de Maxwell décrivant la diffusion de la lumière par une particule sphérique. Concrètement, elle permet de relier la taille des particules et leur concentration au coefficient de diffusion et au facteur d'anisotropie. Elle pourra être utilisée pour l'implantation d'une méthode directe permettant la caractérisation des agents diffusants. Pour ce qui est de l'équation du transfert radiatif, elle sera exploitée pour la méthode indirecte de caractérisation. Sachant qu'il n'existe de solutions exactes à cette équation et à ses approximations que pour des cas géométriques précis, il faudra adapter les échantillons à caractériser en conséquence. Expérimentalement, la solution de l'AD pour une tranche finie est intéressante, car il est facile de fabriquer des échantillons répondant à ce critère.

CHAPITRE 3

Fabrication

3.1 Introduction

Ce chapitre présente les méthodes de fabrication développées pour la réalisation de fantômes dans le cadre de ce projet. Ces fantômes sont du type solide et faits à base de résine. Ils sont constitués à partir de 3 composants de base :

- Le matériau pour faire la matrice ; idéalement, il serait optiquement neutre (le moins absorbant à la longueur d'onde d'intérêt et non diffusant, donc sans inhomogénéités) ;
- Deux agents qui reproduisent les propriétés d'absorption et de diffusion désirées (typiquement propriétés de tissus biologiques) et qui s'ajoutent à la matrice lorsque c'est nécessaire.

Dans ce qui suit, on présente les principes généraux de fabrication de fantômes, puis les différents milieux choisis et enfin la méthodologie de fabrication des fantômes développés dans le cadre de ce projet.

3.2 Principes sur lesquels reposent les méthodes de fabrication

Tel que présenté dans l'introduction, il est question de fabriquer des fantômes solides à base de résines. Cette fabrication englobe la fabrication de fantômes rectangulaires, hémisphériques et sous forme de souris. Bien qu'il existe déjà des recettes de fabrication de fantômes avec des produits et pour des applications spécifiques, il n'y a pas de protocole universel à suivre. La diversité des besoins et des matériaux exige de s'adapter aux besoins et aux moyens disponibles. Néanmoins, de certains besoins communs découlent des principes généraux communs à la fabrication de fantômes solides à base de résine pour le test et la calibration d'appareils d'imagerie biomédicale optique. Ces lignes directrices sont présentées dans ce qui suit, puis, suit la présentation des composants choisis pour la fabrication de fantômes, *i.e.* les résines de polyester et d'époxy, l'encre de Chine et le dioxyde de titane TiO_2 , puis le protocole développé pour le laboratoire.

3.2.1 Fabrication et protocoles

En termes de critères de fabrication, les besoins communs répertoriés sont les suivants :

→ **Ces fantômes doivent avoir une forme extérieure bien définie et une structure interne contrôlable**, pour ce faire :

- Ils doivent être usinables ;
- Il ne doivent pas contenir d'inhomogénéités non contrôlées. Un des problèmes rencontrés lors de la fabrication est la formation indésirable de bulles de gaz dans la matrice. La présence de bulles affecte la propagation de la lumière dans le fantôme et par le fait même peut en modifier les propriétés optiques observées. Les solutions à ce problème sont présentées à la section 3.3.

→ **Ces fantômes doivent avoir des propriétés optiques connues et contrôlables** :

- Les propriétés des différents agents qui constituent les fantômes (agents absorbants, diffusants et matrice) doivent être connues, que ce soit les spectres d'absorption, les propriétés de diffusion, les indices de réfraction ou les paramètres reliés à ces propriétés (tailles de particules, sections efficaces d'absorption ou de diffusion). Il n'est pas toujours possible d'obtenir ces informations à l'achat des matériaux ; il faut donc trouver des méthodes alternatives pour obtenir ces informations, et donc, développer les méthodes de caractérisation pour chaque agent ;
- Les fantômes fabriqués doivent être caractérisés ;
- Les différents constituants doivent être compatibles entre eux ;

Ces contraintes intégrées, il reste des étapes communes et il est fréquent de retrouver la procédure de fabrication dans cet ordre [Dayton et Prah, 2008; Pogue et Patterson, 2006] :

- La préparation des moules qui donnent la forme extérieure des fantômes ;
- La préparation du mélange de la matrice de façon contrôlée pour éviter les inhomogénéités indésirables ;
- L'intégration des agents absorbants et diffusants (préparés au préalable) de façon contrôlée ;
- Usinage des formes lorsque c'est nécessaire.

En général, l'intégration d'inclusions, i.e. d'inhomogénéités, est possible à différentes étapes de la fabrication. La façon la plus simple de procéder est de percer les fantômes fabriqués et d'y intégrer les inclusions souhaitées, d'où l'intérêt de fantômes pouvant être usinables.

Une des raisons qui ne permet pas d'avoir un protocole commun plus détaillé est la spécificité des matériaux utilisés. Ainsi, certaines des étapes de fabrication dépendent en bonne partie du type de milieu choisi, comme par exemple les résines qui ont des protocoles d'utilisation préconisés par leurs fabricants respectifs. Il faut donc bien connaître les propriétés des matériaux utilisés. Celles des résines, de l'agent absorbant (souvent des encres) et de l'agent diffusant utilisés dans le cadre de ce projet sont présentées dans la section qui suit.

3.2.2 Propriétés des matériaux utilisés

Matrices

Deux types de résines ont été testés séparément pour la fabrication de la matrice des fantômes. Cette section présente les informations relatives à certaines de leurs propriétés optiques et physiques (autodégazéification, solidification, *etc.*).

Résine 1 : résine d'époxy

EpoThin - 208140 de Buehler, Canada

Propriétés

Absorption

Il a été possible pour cette résine de mesurer le spectre d'absorption par spectrophotométrie. La figure 3.1 présente μ_a , en mm^{-1} , en fonction de la longueur d'onde (λ) en nm . Le coefficient μ_a est calculé à l'aide de la formule (pour plus de détails voir chapitre 4) :

$$\mu_a = (\ln 10) \frac{A}{l}, \quad (3.1)$$

où A est l'absorbance obtenue via le spectrophotomètre et l l'épaisseur de résine parcourue par la lumière en mm .

À la longueur d'onde $\lambda = 780 \text{ nm}$, communément utilisée au laboratoire TomOptUS¹,

¹Cette longueur d'onde correspond au maximum d'absorption du composé fluorescent Indocyanine Green (ICG) utilisé dans les expériences de fluorescence au laboratoire TomOptUS.

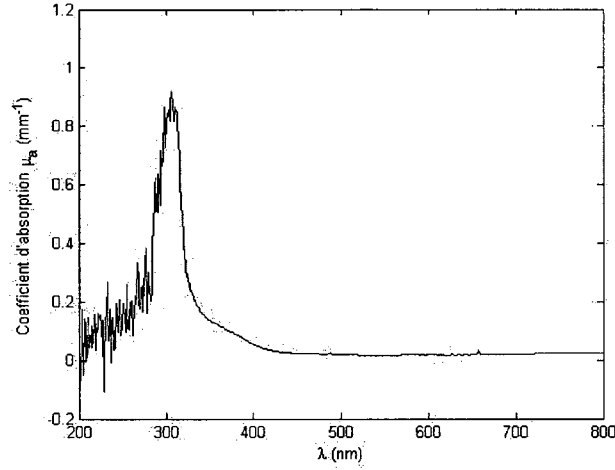


Figure 3.1 Coefficient d'absorption de la résine d'époxy, *EpoThin - 208140* de *Buehler*-en fonction de la longueur d'onde.

$$\mu_a = 0.023 \text{ mm}^{-1}, \quad (3.2)$$

avec un écart type

$$\sigma = 0.00005. \quad (3.3)$$

Au chapitre 4, le coefficient d'absorption a été mesuré sur un autre échantillon par une technique de mesures directes. La valeur moyenne de μ_a obtenue est de

$$\mu_a = 0.015 \text{ mm}^{-1}. \quad (3.4)$$

Une explication pour cet écart est présentée dans la section d'analyse des résultats.

Indice de réfraction

L'indice de réfraction n obtenu du fournisseur est

$$n = 1.54. \quad (3.5)$$

Propriétés physiques

- Autodégazéification : pour de petits volumes, l'EpoThin a la capacité d'être auto-dégazéifiante. Elle peut donc expulser les bulles d'air ou de gaz qui se sont formées

lors de la fabrication (par exemple lorsqu'on la mélange). L'efficacité de cette dégazéification est très réduite pour de grands volumes, l'utilisation de cloche à vide puissante peut aider à la dégazéification ;

- Solidification : pour sa solidification la résine se mélange à un catalyseur (durcisseur), *EpoThin Hardener-208142*, dans des proportions de 1 unité de poids de résine pour 0.39 unités de poids de catalyseur (1 :0 :0.39). Pour obtenir les bons volumes correspondants à ce rapport il faut tenir compte des densités volumiques des deux agents. Un outil en Excel a été développé pour faciliter le calcul des volumes nécessaires ;
- Durée de solidification : ≈ 9 heures ;
- Texture solide et usinable.

Résine 2 : résine polyester

Clear Polyester Casting Resin de **Environmental Technology Inc. (ETI)**

Propriétés

Absorption

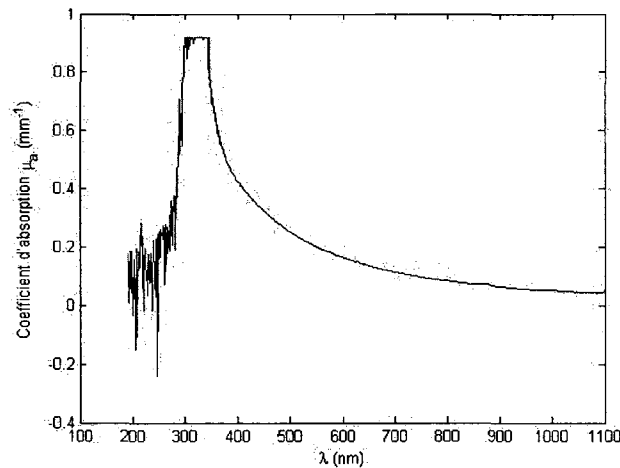


Figure 3.2 Coefficient d'absorption de la résine polyester, *Clear Polyester Casting Resin* de ETI, en fonction de la longueur d'onde.

Comme pour la résine d'époxy, le spectre d'absorption de cette résine est mesuré par spectrophotométrie. La figure 3.2 présente μ_a , en mm^{-1} , en fonction de la longueur d'onde (λ) en nm . Le coefficient μ_a est calculé à l'aide de la formule 3.1. À $\lambda = 780 \text{ nm}$

$$\mu_a = 0.088 \text{ mm}^{-1}, \quad (3.6)$$

avec un écart type

$$\sigma = 0.00002. \quad (3.7)$$

Une technique de mesure directe sur des échantillons de résine polyester a permis de mesurer pour $\lambda = 780 \text{ nm}$,

$$\mu_a = 0.02 \text{ mm}^{-1}. \quad (3.8)$$

La valeur obtenue par spectrophotométrie et celle obtenue par mesure directe sont du même ordre de grandeur. On ne s'attendait pas à avoir le même μ_a . Les échantillons caractérisés sont de la même résine, mais proviennent de différents contenants. Aussi, le ratio résine/catalyseur utilisé est différent pour chacune des préparations.

Indice de réfraction

L'indice de réfraction n obtenu du fournisseur est de

$$n = 1.52. \quad (3.9)$$

Propriétés physiques :

- Autodégazéification : pour de petits volumes, la résine polyester a aussi la capacité d'être autodégazéifiante ;
- Solidification : pour sa solidification la résine se mélange à un catalyseur qui s'ajoute par gouttes en fonction de l'épaisseur ou du volume de la résine utilisée. Plus l'échantillon préparé est épais *moins* il faut de catalyseur en proportion (voir site Web du fabricant [ETI, 2009]) ;
- La durée de la solidification est d'environ 24 heures ;
- Texture solide et usable ;
- Faible interaction avec de petits volumes d'éthanol.

Sécurité

Les deux résines présentées peuvent avoir plusieurs effets néfastes sur la santé [Buehler, 2008b; Director, 2009b]. Ici sont présentés certains d'entre eux à titre informatif seulement.

Ceci ne constitue pas une fiche de sécurité à suivre. Il faut impérativement lire les fiches de sécurité accompagnant les produits. Certains de ces effets sont :

- Effet cancérigène suspecté - preuves insuffisantes ;
- Irritant pour les voies respiratoires ;
- Peut irriter les yeux et la peau.

Les durcisseurs peuvent aussi avoir plusieurs effets néfastes sur la santé [Buehler, 2008a; Director, 2009a], tels que :

- Provoquer de graves brûlures ;
- Risque possible d'altération de la fertilité.

Dans tous les cas, il est important de :

- Assurer une ventilation adéquate du milieu de travail ;
- Porter des lunettes de protection ;
- Porter des vêtements de protection ;
- Lire attentivement les fiches de sécurité accompagnant les produits.

D'autres milieux ont été testés, mais n'ont pas été choisis. Le polyuréthane générait trop de bulles lors de sa fabrication. Une cloche à vide utilisée n'a pas permis l'extraction de ces bulles. La même problématique s'est présentée avec une résine d'époxy de marque différente. Les résines présentées sont utilisées en fonction de leurs propriétés pour la fabrication des fantômes présentés à la section 3.3.

Agents absorbants

L'agent utilisé est *l'encre de Chine* du détaillant **Omer DeSerre, Québec, Canada**.

L'encre de Chine est composée de particules de carbone diluées dans un solvant. C'est une encre abordable qui s'achète chez Omer DeSerres, un magasin spécialisé dans la vente de matériels d'art et de loisirs créatifs.

Pour ce qui est des propriétés d'absorption, il n'y a pas de fiches techniques qui accompagnent ce genre de produit. Les propriétés optiques (absorption) et chimiques (composition exacte) des solutions achetées ne sont pas connues. Il faut donc caractériser chaque pot d'encre utilisé. La nécessité de contrôler les propriétés des fantômes, imposait déjà

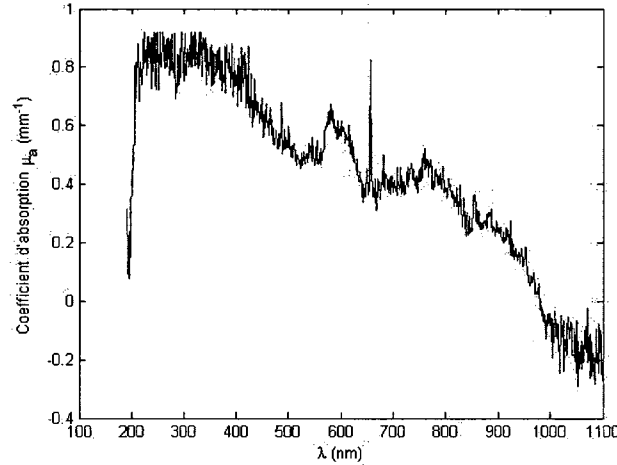


Figure 3.3 Coefficient d'absorption de la solution d'encre de Chine de base.

la caractérisation des solutions originales utilisées, ceci n'est donc pas problématique. La solution originale dont il est question, n'est pas obligatoirement la solution achetée. Elle peut être une solution diluée dérivée de la solution achetée qui servira de base pour des dilutions subséquentes. La solution dérivée est suffisamment concentrée pour que plusieurs dilutions en soient faites en fonction de l'absorption souhaitée en vue d'être intégrées aux fantômes. Ainsi, pour une solution originale préparée selon la méthode présentée au chapitre 4, la figure 3.3 présente μ_a , en mm^{-1} , en fonction de la longueur d'onde (λ) en nm . Le coefficient μ_a est calculé à l'aide de la formule 3.1 (pour plus de détails voir chapitre 4).

Le spectre n'est pas sous forme de plateau tel que le prévoyait la revue de littérature. Ceci démontre l'importance de caractériser chaque élément constituant le fantôme.

À la longueur d'onde d'intérêt $\lambda = 780 \text{ nm}$,

$$\mu_a = 0.69 \text{ mm}^{-1}. \quad (3.10)$$

Au chapitre 4, ce coefficient a été comparé à celui obtenu par une technique de mesure d'atténuation ; l'écart est de 13%.

Selon [Madsen *et al.*, 1992] l'encre de Chine pourrait aussi diffuser à cause d'éventuelles agglomérations des particules de carbone qui la composent. Pour contourner cet effet, les solutions d'encre préparées doivent être soumises à des bains à ultrasons juste avant d'être incorporées aux milieux qui forment la matrice des fantômes. Finalement, cet agent

absorbant est compatible avec l'éthanol ce qui est important, puisque c'est le principal solvant utilisé dans les expériences reliées au projet, à cause de l'utilisation du TiO_2 .

Agents diffusants

L'agent utilisé est *la poudre de dioxyde de titane, TiO_2 -Ti-pure 900-* de **Dupont, Canada**.

La connaissance des propriétés optiques et physiques de ce matériau est utile. Par exemple, la connaissance des tailles des particules de la poudre de TiO_2 permettra la prédiction théorique de coefficient de diffusion réduit μ_s et du facteur d'anisotropie g pour une certaine concentration de TiO_2 dans une solution ou un fantôme.

Propriétés optiques et physiques du TiO_2 - Sécurité

Le dioxyde de titane est un pigment beaucoup utilisé dans différentes industries. Il sert d'agent opacifiant dans les peintures, les plastiques, les aliments et autres [DuPont, 2007b]. Il est disponible sous deux formes cristallines : anatase et rutile. Le TiO_2 est recherché pour ses propriétés de diffusion et le rutile diffuse de façon plus efficace que l'anatase. Ce sont la taille des particules et la constitution chimique de sa surface qui lui attribuent ses propriétés spécifiques [DuPont, 2007b]. Le tableau 3.1, fait à partir des informations disponibles dans [DuPont, 2007a], présente les caractéristiques typiques et d'intérêt du TiO_2 utilisé.

Pour les prédictions théoriques des propriétés de diffusion du TiO_2 , il faut avoir une concentration en terme de nombre de particules par volume. La quantité de TiO_2 utilisée est déterminée par le poids. Il faut donc avoir le poids d'une particule de TiO_2 pour déduire le nombre de particules dans un poids donné de TiO_2 . Pour ce faire un premier calcul d'équivalence peut se faire à l'aide des données fournies par le fournisseur, principalement par l'utilisation de la valeur médiane du diamètre des particules ainsi que de la «bulking value» ou le *volume spécifique* qui correspond au volume occupé par une unité de masse du TiO_2 . Le volume spécifique v est donné par

Tableau 3.1 Propriétés du TiO_2 Ti-pure R-900, DuPont. Tableau adapté de la fiche du fournisseur [DuPont, 2007a] dans laquelle on trouvera plus de détails.

Propriétés	R-900
Densité relative	4.0
Volume spécifique L/kg (gal/lb)	0.25(0.03)
Diamètre médian des particules, μm	0.41

$$v = \frac{V}{m}, \quad (3.11)$$

où V est le volume occupé par la masse m de la substance en question. Le diamètre moyen des particules sphériques donne le volume d'une particule de TiO_2 . Sachant que pour le TiO_2 *Ti-Pure 900*

$$v = 0.25 \frac{ml}{g}, \quad (3.12)$$

alors la masse d'une particule de diamètre d et de volume V est donnée par :

$$m(d) = \frac{V}{v}, \quad (3.13)$$

donc

$$m(d) = \frac{2\pi d^3}{3}, \quad (3.14)$$

où m est en gramme et d en cm . La concentration c en terme de nombres de particules par unité de volume V de solvant pour une masse M (g) de TiO_2 est donnée par :

$$c = \frac{M}{m(d)V} = \frac{3M}{2\pi d^3 V}. \quad (3.15)$$

Cette équation sera utilisée dans le cadre de la prédiction théorique basée sur la théorie de Mie.

Sécurité

Il est important de respecter les règles de manipulation prescrites par les fournisseurs de ce produit. Bien qu'il soit utilisé pour un grand nombre d'applications, le Centre international de recherche sur le cancer (CIRC) a déterminé que le dioxyde de titane est un cancérigène du groupe 2B, c'est-à-dire «susceptible d'être cancérigène pour l'humain».

Contraintes

Parmi les caractéristiques importantes des milieux diffusants, il y a la forme et la taille des particules qui les composent. Ces données permettent l'application des théories de l'électromagnétisme pour la prédiction des propriétés de diffusion des agents en question. Pour le TiO_2 , suite à une analyse granulométrique effectuée sur ses propriétés pour définir plus précisément la distribution de la taille des particules et faire une meilleure prédiction des propriétés optiques, il a été observé que des phénomènes d'agglomération se produisaient. Ceci peut compromettre la suite de la fabrication et rendre plus complexe la caractérisation du fantôme. Ce qui a été constaté va comme suit :

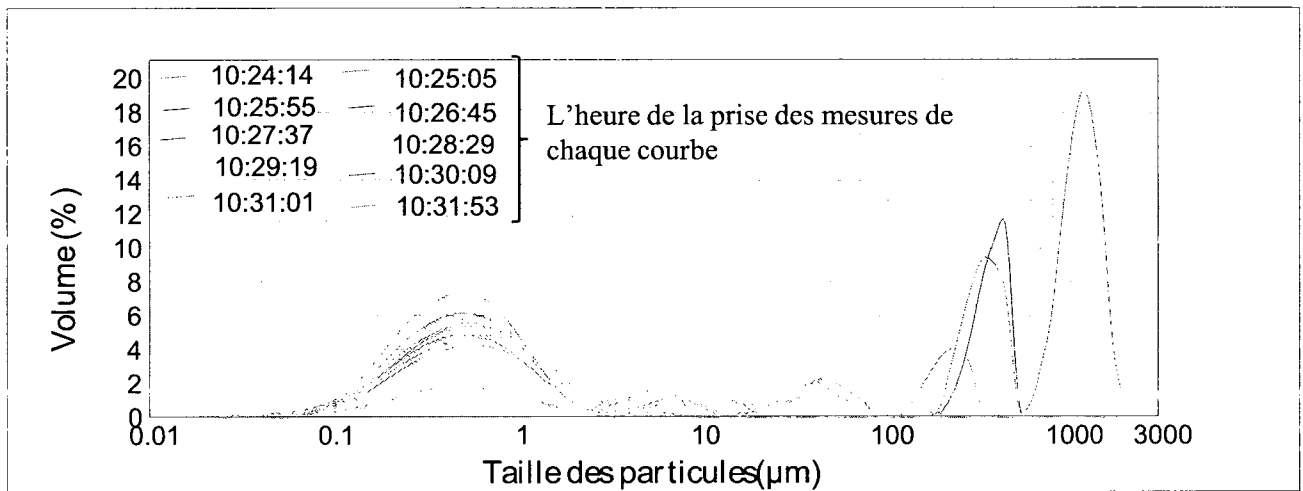


Figure 3.4 Évolution au cours de l'analyse granulométrique de la distribution de la taille des particules. La courbe rouge est la première distribution mesurée et la courbe bleue représente la distribution mesurée à la fin de l'expérience. Les autres autres courbes sont prises entre le début et la fin de l'analyse.

1. La distribution des tailles des particules varie rapidement (au cours de la première minute de l'analyse granulométrique) pour tendre vers une distribution où la taille moyenne a augmenté ! Ce phénomène peut s'expliquer par une éventuelle combinaison des particules entre elles lors de l'analyse. Ce phénomène doit être contourné car la taille des particules importe beaucoup. La figure 3.4 présente une superposition de courbes de distributions de tailles des particules. La courbe rouge est la première courbe obtenue et la taille médiane des particule se déplace avec le temps jusqu'à la courbe bleue. Les autres courbes sont les courbes de l'évolution dans le temps ;
2. Certains agglomérats semblent insécables. Ceci peut être un problème du TiO_2 d'origine. Il faudra prendre en compte ces particules lors de l'analyse.

Solutions utilisées

Ces problèmes sont pris en compte lors de la fabrication. Voici comment éviter (on évite) une combinaison des particules :

- 1 Des solutions à faibles concentrations sont utilisées, pour éviter d'avoir des solutions trop denses ;
- 2 L'utilisation systématique du bain à ultrasons avant d'incorporer une solution diffusante dans un fantôme ;

3 L'incorporation de cet agent au sein d'un milieu visqueux comme la résine permet d'éviter une combinaison effrénée des particules de TiO_2 .

3.2.3 Comparaison des matériaux et justification de nos choix

Les résines

Les deux résines présentées servent séparément à la fabrication de fantômes. La résine polyester est plus compatible avec l'éthanol que la résine d'époxy. Il est possible d'utiliser l'éthanol pour éviter la formation des bulles lors de la fabrication. Donc la résine polyester permet plus de liberté pour la taille et la forme des fantômes fabriqués que la résine d'époxy.

L'absorption des résines est de l'ordre des valeurs typiques pour simuler l'absorption dans les tissus. Toutefois, l'absorption des résines peut varier en fonction du ratio catalyseur/résine ou encore par l'ajout d'éthanol dans cette dernière. Il faut caractériser les matrices pour chaque nouveau mélange. Une technique de caractérisation qui permet l'extraction des coefficients optiques en même temps sur un échantillon complexe peut aussi être utilisée.

Donc, pour la fabrication de fantômes de minces épaisseurs et de formes rectangulaires et hémisphériques, les deux résines peuvent être utilisées. Par contre, pour des fantômes plus épais et sous forme de souris, c'est la résine polyester qui est utilisée.

L'encre de Chine

Dans le cas actuel, l'absorption des résines est suffisamment importante pour reproduire l'effet optique souhaité, *i.e.* l'absorption considérée typique des tissus biologiques à la longueur d'onde d'intérêt (de l'ordre de 0.01 mm^{-1} , chapitre 2). Il n'est pas nécessaire d'incorporer de l'encre aux fantômes fabriqués. Toutefois, une technique de caractérisation des solutions d'encre de Chine a été développée (chapitre 4). Ceci permettra l'utilisation de cet agent absorbant pour varier l'absorption dans les fantômes futurs lorsque ce sera nécessaire.

Quant au manque d'information sur l'absorption de l'encre et bien que cet obstacle soit contournable, une recherche a été effectuée quant à la possibilité d'utiliser d'autres colorants. Il existe des colorants (ex : Epilight) conçus pour absorber dans le PIR et dont le spectre d'absorption peut être connu pour une certaine concentration. Il peut être utile de remplacer l'encre de Chine par ces derniers si leur utilisation n'implique pas plus de contraintes. Mais, dans le cas actuel ces colorants ne peuvent pas être utilisés car ils ne sont pas solubles dans l'éthanol, le principal solvant utilisé dans ce projet.

Le dioxyde de titane

L'agent de diffusion choisi a des propriétés intéressantes. La taille moyenne des particules (entre 0.4 et 0.51 μm) est proche de celles des diffuseurs biologiques dominants, tel que présenté au chapitre 2. Aussi, elle est de l'ordre de la longueur d'onde utilisée. Donc il est possible d'utiliser la théorie de Mie pour calculer les valeurs du coefficient de diffusion et du facteur d'anisotropie.

Des approches ont été utilisées pour contourner les problèmes d'agglomération des particules, à savoir : l'utilisation de la valeur moyenne de la taille des particules, l'utilisation du bain à ultrasons et l'emploi de faibles concentrations. Ceci a permis de caractériser une solution de TiO_2 avec un écart de la prédiction théorique de moins de 20 % [Bioud et Bérubé-Lauzière, 2008], ce qui est de l'ordre de précision des méthodes de caractérisation mentionnées dans la littérature (voir par exemple [Martelli et Zaccanti, 2007]).

3.3 Méthodologie et mise en œuvre de la fabrication

3.3.1 Protocole de fabrication

Les deux prochaines étapes décrites, qui concernent la préparation des moules et la préparation des solutions, sont les étapes communes aux protocoles de différentes résines.

Préparation des moules pour les différentes formes

Deux catégories de moules sont utilisés : des moules solides faits de polypropylène ou d'acier inoxydable de formes rectangulaires, carrés, hémisphériques ou des moules en latex pour des formes plus complexes, par exemple celle de souris.

- Géométries simples

Pour les géométries simples, il est mieux d'utiliser des **moules solides** largement disponibles en magasins. Pour la résine polyester utilisée dans le cadre de ce projet, ce sont des moules **de polypropylène** fournis par *ETI* qui sont utilisés. Les étapes suivantes s'appliquent à ces derniers autant qu'à ceux en acier inoxydable. Toutefois, les moules en plastique sont préférés car ils sont plus malléables. Cela facilite l'extraction des fantômes une fois qu'ils sont secs.

1. **Nettoyage des moules** : il est important que les moules soient propres et sans égratignures. La poussière ou d'autres impuretés dans les fantômes causent des inhomogénéités indésirables. Quant aux égratignures, elles vont apparaître en

surface des fantômes et causer des irrégularités. S'il est prévu que la surface des fantômes soit usinée, il est moins grave de retrouver ces égratignures, mais il faut tout de même s'assurer qu'elles ne soient pas trop profondes.

2. Application d'un agent démoulant

Il est possible d'utiliser un produit démoulant pour faciliter l'extraction du fantôme. Il faut **appliquer ce produit plusieurs minutes avant de couler la résine**, afin qu'il sèche, soit environ 30 minutes. Trois types de démoulant ont été utilisés : un démoulant produit par la compagnie *ETI*, un démoulant gras produit par Buehler et un démoulant maison à base d'eau et de savon. Les trois produits n'ont pas toujours prouvé leur efficacité. Il faut en mettre une quantité significative pour accroître leur effet. Il est important de noter que l'utilisation d'un démoulant laisse des traces sur les surfaces du fantôme en contact avec le produit. Ces traces se trouvent à l'intérieur des couches supérieures du fantôme, il n'est pas possible de les enlever par simple lavage. Si la surface peut être machinée ceci ne cause pas de problème. Sinon, il faut se passer de cet agent et trouver d'autres méthodes d'extraction.

- Géométries complexes

Utilisation de latex : le latex s'utilise en couches et **plusieurs couches doivent être appliquées** pour avoir un moule résistant. Il faut attendre le séchage de chaque couche pour appliquer la couche suivante. Le temps de séchage est de plusieurs heures, il faut **commencer à préparer les moules quelques jours avant la fabrication du fantôme**. Avoir un **pinceau avec des poils doux** qui ne font pas de profondes stries lors de l'application.

Le latex est vendu sous forme de substance visqueuse qui s'applique à l'aide d'un pinceau. Le latex utilisé dans ce projet est le «MOLD BUILDER - Liquid Latex Rubber» de la compagnie *ETI*. Le mode d'emploi est indiqué avec le produit. Plusieurs couches doivent être appliquées pour avoir un moule résistant. Ce latex est utilisé dans ce projet pour mouler une souris. Tout le corps de la souris est recouvert de latex. Pour retirer ce dernier une fois qu'il est sec, il faut faire une incision de 2 à 3 cm sur le ventre de la souris à partir du bout proximal de la queue. Il faut ensuite retirer délicatement le moule, mais fermement. Une fois le moule retiré et remis à l'endroit en prêtant attention aux pattes où il est plus difficile de démouler, on doit renfermer l'incision avec du latex en faisant une couche fine et régulière.

Préparation des agents diffusants et absorbants

1. Préparation de la solution de TiO_2

- Préparer une quantité de la poudre de TiO_2 en fonction des besoins et des prédictions théoriques ;
- Diluer cette quantité de TiO_2 dans un volume d'éthanol ;
IMPORTANT : Il ne faut pas préparer des solutions trop concentrées qui causent des agglomérations de particules de TiO_2 . Il faut choisir une quantité de TiO_2 minimale à diluer. **Mélanger avec une tige en verre** pour bien homogénéiser le mélange macroscopiquement ;
- Passer la solution au bain à ultrasons. Cette étape est très importante pour garantir l'homogénéité du mélange et éviter autant que possible l'agglomération de particules entre elles. Durée minimale du mélange pour les fantômes fabriqués : 35 minutes dans le modèle de bain à ultrasons du laboratoire (*COLE PARMER*, modèle 8890, température de départ autour de 18 °C) ;
- La solution doit intégrer la résine tout de suite après la fin de son mélange au bain à ultrasons. L'intégration de l'agent se fait à l'un ou l'autre des composants de la résine, c'est-à-dire, le durcisseur (lorsqu'il n'est pas sous forme de gouttes) ou la résine.
- Garder une partie de cette solution pour procéder à la caractérisation de cette solution.

2. Préparation de la solution d'encre de Chine

L'encre de Chine est disponible sous forme liquide très concentrée. Le choix du volume à extraire pour obtenir un certain coefficient d'absorption dépend des propriétés de la solution originale. Ces propriétés ne sont pas disponibles. Dans ce cas-ci, il faut caractériser la solution originale appelée dans ce mémoire «solution stock». Voici comment une solution stock est obtenue :

- Laisser sécher un volume d'encre de Chine ;
- Extraire une certaine masse de la quantité d'encre de Chine obtenue ;
- Diluer cette quantité dans un volume d'éthanol ;
- Mélanger la solution à la main puis au bain à ultrasons ;

- La solution doit intégrer la résine tout de suite après la fin de son mélange au bain à ultrasons. L'intégration de l'agent se fait à l'un ou l'autre des composants de la résine, c'est-à-dire, le durcisseur (lorsqu'il n'est pas sous forme de gouttes) ou la résine.
- Garder une partie de cette solution pour procéder à la caractérisation de cette solution, tel qu'indiqué dans le chapitre 4.

Cette procédure permet de relier une masse d'encre de Chine diluée dans un volume précis d'éthanol à un coefficient d'absorption. On prélèvera une certaine quantité de la solution obtenue pour l'injecter comme agent absorbant dans la résine et la mélanger avec cette dernière. La quantité prélevée dépend de l'absorption de la solution, de l'absorption souhaitée et du volume de résine utilisé. La solution doit être immédiatement intégrée dans la résine après le passage au bain à ultrasons.

3. Entretien

Recueillir les surplus de solution dans un bocal fermé (ne pas jeter dans l'évier). Dès que possible, nettoyer les contenants. L'encre de Chine autant que le dioxyde de titane finissent par se déposer au fond des contenants ou collent aux parois. Il n'est pas conseillé d'entreposer les solutions préparées à des fins de réutilisation.

Fabrication du fantôme

Protocole pour préparer la résine polyester

- Extraire à l'aide d'une seringue le volume nécessaire de la solution d'agent diffusant ;
- Incorporer cette solution dans le volume de résine utilisé ;
- Mélanger délicatement avec une **tige en verre** jusqu'à l'obtention d'un mélange d'apparence homogène ; il faut autant que possible éviter la formation de bulles lors de ce mélange ;
- Placer le mélange dans un bain à ultrasons. Une durée minimale de 30 minutes en moyenne pour les fantômes fabriqués (200 ml de résine). Il faut juger de la nécessité de le faire plus longtemps ;
- Ajouter les gouttes de durcisseur et mélanger délicatement. Il est possible de transvider le mélange dans un autre contenant et d'intégrer le durcisseur au fur et à mesure.

Le nombre de gouttes à ajouter dépend du volume de résine utilisé. Ne pas le faire en fonction de l'épaisseur ;

- Se débarrasser des bulles d'air ou d'autres gaz. Cette résine est dite autodégazéifiante. Il a été observé que cette propriété n'est pas assez efficace pour les besoins du projet. De ce fait, un moyen de remédier à cela est d'ajouter de l'éthanol pour liquéfier et faciliter l'évacuation de bulles d'air ou autre. Mélanger très délicatement, car il ne s'agit pas d'homogénéiser le mélange, mais plutôt d'atteindre un état de liquéfaction qui ne permette pas de retenir de bulles. La quantité à utiliser peut atteindre le deux tiers (2/3) du volume de résine pour les quantités utilisées en laboratoire. Ce volume a été déterminé avec des résines transparentes. Toutefois, il faut tout de même juger de la consistance, il ne faut pas avoir un mélange trop liquide. Lorsque la texture est satisfaisante, extraire l'éthanol en surface du mélange. L'ajout de l'éthanol affecte l'absorption, mais aussi la texture de la résine. De façon excessive il ralentit le durcissement et donne une résine molle. Aussi, l'éthanol utilisé finit par s'évaporer et le volume final du fantôme est inférieur au volume coulé.
- Coulage du mélange
 - Prendre une partie du mélange pour le mouler sous forme de tranche à caractériser ;
 - Utiliser le reste du mélange dans le moule préparé pour obtenir le fantôme. Si le fantôme correspond à la forme nécessaire pour la caractérisation, l'étape précédente n'est pas nécessaire.
Dans le cas du fantôme de souris : placer le moule en latex dans un verre rembourré de papier afin de faire tenir le moule lorsque celui-ci se remplit du mélange. Veiller à ne pas écraser des parties du corps de la souris.

Le temps de séchage est en moyenne de 24 heures. Il augmente de façon proportionnelle à la quantité d'éthanol ajoutée.

Protocole pour la résine d'époxy

La résine utilisée est la résine «*EpoThin - 208140*» de Buehler. Avec cette résine il n'est pas possible d'utiliser l'éthanol pour déloger les bulles d'air. Elle est autodégazéifiante pour de petits volumes. Elle a été utilisée pour la fabrication de fantômes hémisphériques (figure 3.7 et 3.9) d'une épaisseur inférieure à 1.5 cm. Voici le protocole pour la préparation de cette résine :

- Extraire à l'aide d'une seringue le volume nécessaire de la solution d'agent diffusant ;

- Intégrer cette solution à la résine ou au durcisseur. Contrairement à la résine précédente, ici le ratio du mélange entre le durcisseur et la résine est de 0.39 unité de durcisseur pour 1 unité de résine ;
- Intégrer le deuxième composant restant ;
- Mélanger le tout délicatement, mais jusqu'à l'obtention d'un mélange homogène ;
- Extraire le volume nécessaire (dans ce cas-ci, c'est un très mince volume qui est conservé) ;
- Vider le mélange dans un moule. Cette résine adhère beaucoup aux moules en acier inoxydable. Il faut utiliser un agent de démoulage ou utiliser un moule en plastique plus malléable pour faciliter l'expulsion de la résine. Durée du séchage : ≈ 9 heures ;
- Polissage ; cette étape peut prendre quelques heures.

Entretien

Il est important de nettoyer tout objet qui est entré en contact avec les résines : Les verres à mesurer, les béchers, les tiges etc. le plus tôt possible. Pour enlever les couches épaisses de résidus, utiliser du papier. Puis de l'éthanol ou de l'acétone et enfin du savon et de l'eau. Bien rincer à l'eau.

3.4 Résultats et analyse

Voici les résultats obtenus suivant les protocoles indiqués dans la section précédente.

3.4.1 Moules

Moule de latex

La figure 3.5 présente des moules de souris qui ont été fabriqués.

Le moule en latex a rempli son rôle et a permis la fabrication de fantôme de souris. Il est à noter que lorsque ces moules ont été essayés pour la résine d'époxy, ils ont laissé une substance collante sur les fantômes. Ils ont été nettoyés facilement à l'aide d'acétone. Il pourrait y avoir une amélioration quant au maintien des moules pour qu'ils ne se déforment pas sous l'effet du poids de la résine qui y est insérée.

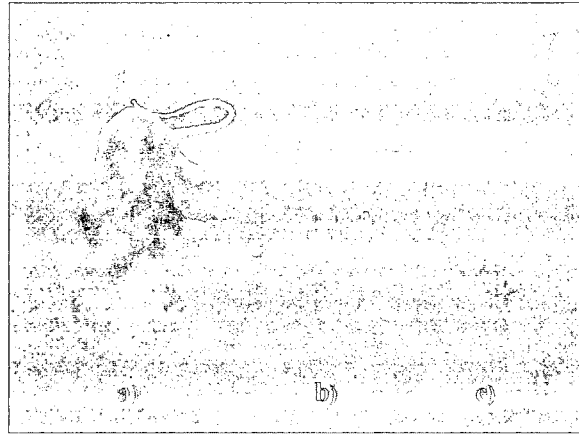
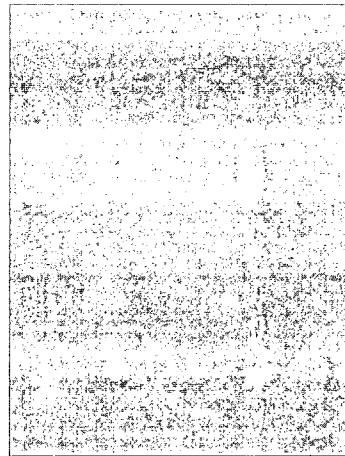


Figure 3.5 Moule de latex.

De gauche à droite : a) Souris en plastique recouverte de couche de latex b) moule de latex vide et c) fantôme de souris en résine polyester.

Figure 3.6 Moule rectangulaire en polypropylène de marque *ETI*

Moule de polypropylène

Des moules de polypropylène de différentes formes - rectangulaire (2 dimensions) et carré - ont été utilisés. Ils représentent un bon choix et facilitent l'expulsion de la résine. La figure 3.6 montre un moule en polypropylène rectangulaire de marque *ETI*.

Moule en acier inoxydable

Les moules utilisés pour les fantômes de formes hémisphériques en résine d'époxy sont des moules de cuisine. La résine y a adhéré de façon importante et il a été très difficile d'extraire les fantômes. Il a fallu causer des chocs thermiques en les congelant puis en les soumettant à un pistolet à air chaud pour permettre l'expulsion du fantôme du moule.

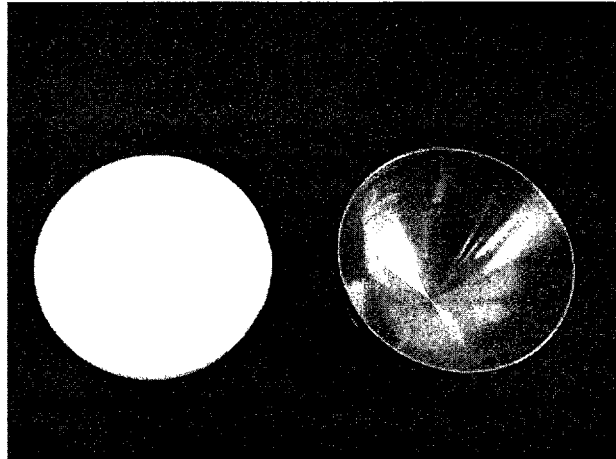


Figure 3.7 Fantôme et moule.

De gauche à droite : fantôme diffusant hémisphérique ; moule de cuisine en acier inoxydable utilisé.

La figure 3.7 présente un fantôme en résine d'époxy et le moule qui a été utilisé pour le produire.

3.4.2 Fantômes

Fantômes de résine polyester

Avec cette résine, des fantômes sans bulles ont été produits en employant la méthode d'ajout d'éthanol. La figure 3.10 montre des fantômes transparents. Le premier fantôme a été mis dans une cloche à vide. Quant au deuxième, c'est de l'éthanol qui y a été ajouté. Cette méthode a aussi été testée sur des fantômes de souris transparents et de bons résultats ont été obtenus.

Des fantômes diffusants ont été fabriqués. La figure 3.8 présente deux fantômes fabriqués selon le protocole indiqué plus haut. La fabrication de fantômes absorbants et diffusants de différentes formes et exempts de bulles d'air a été réussie de façon satisfaisante. Néanmoins, l'ajout d'éthanol affecte l'absorption et l'apparence de la résine. Il n'est donc pas possible de considérer une absorption constante pour la résine à partir d'une caractérisation initiale de cette dernière. Il faut dans ce cas compter sur la caractérisation indirecte qui permet d'obtenir les coefficients d'absorption et de diffusion du fantôme une fois le fantôme fini. L'excès d'éthanol affecte aussi la dureté de la résine ; il faut éviter de trop liquéfier la résine lorsque l'éthanol y est ajouté. Un test sur une quantité de résine transparente permettrait de comprendre et de définir la quantité idéale.

Fantômes de résine d'époxy

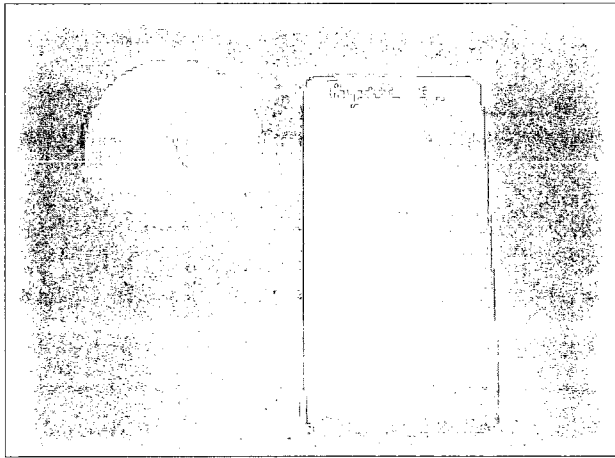


Figure 3.8 Fantômes diffusants faits de résine polyester.

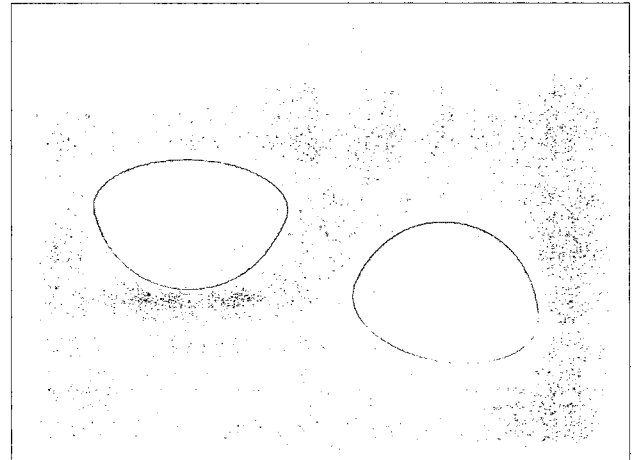


Figure 3.9 Fantômes hémisphériques faits de résine d'époxy.

Avec la résine d'époxy, des fantômes diffusants hémisphériques ont été produits. La figure 3.9 présente deux de ces fantômes. Cette résine est solide et permet la production de fantômes satisfaisants. Sa limite est la production de bulles d'air au delà d'un certain volume. Son absorption varie en fonction de la quantité de durcisseur intégré à la résine. Comme pour la résine polyester, il faut caractériser son absorption à chaque fabrication.

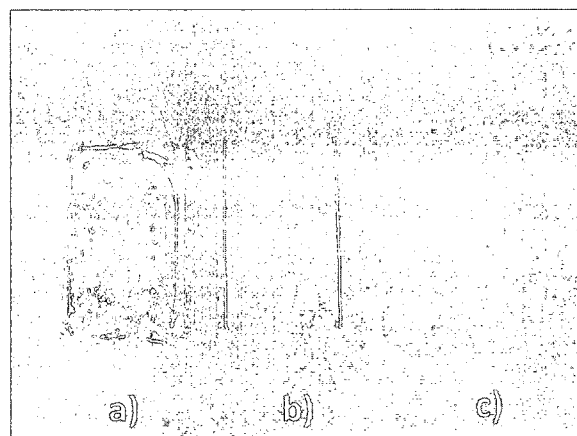
Problématique des bulles

Figure 3.10 Fantôme bulles d'air.

De gauche à droite : a) une tranche de résine polyester passée sous la cloche à vide b) une tranche de résine d'époxy où de l'éthanol a été utilisé pour éviter les bulles et c) le moule en polypropylène utilisé.

Il est important de revenir sur la problématique des bulles. La formation de ces dernières a été systématique dans chacune des résines à des degrés différents. Heureusement, une

solution a été trouvée pour remédier à cela. Toutefois, une autre solution possible est l'utilisation de cloche à vide. De nombreux tests avec une cloche disponible ont été menés pour les deux résines. Les tests n'ont pas été concluants à cause du temps d'expulsion des bulles. Les résines durcissaient plus rapidement que les bulles n'étaient expulsées. Le vide ne se faisait pas assez rapidement comparativement au temps moyen, environ 30 à 40 minutes, qu'il fallait pour que la résine ait une consistance trop importante pour pouvoir en extraire les bulles. De plus, bien que le vide se faisait lentement, un autre phénomène indésirable se produisait si le vide était fait pendant trop longtemps. Après avoir atteint un seuil minimal de bulles, la surface de la résine semblait soudainement être en ébullition. Ce qui à nouveau générait des bulles.

À la fin de ce projet une autre cloche fonctionnant à l'aide d'une pompe plus puissante a été testée (fabriquée par Éric Breton du laboratoire de Richard Arès, Université de Sherbrooke) sur des tranches transparentes de résines d'époxy. Cette dernière a donné des résultats beaucoup plus satisfaisants. Il serait alors intéressant de continuer les tests avec une cloche de ce type pour étendre l'utilisation de la résine d'époxy et s'affranchir de l'utilisation d'éthanol pour la résine polyester. Il est important qu'il y ait une voie d'évacuation des gaz qui émanent de la résine pour ne pas boucher la cloche.

3.5 Conclusion

Cette section clôt la partie fabrication de fantômes de ce projet. Ce chapitre contient toutes les étapes détaillées concernant la fabrication de fantômes. L'objectif de fabriquer des fantômes solides absorbants et diffusants à base de résine et de différentes formes a été atteint. Les contributions majeures à citer sont :

- l'implantation au laboratoire **TomOptUS** de techniques de fabrication de fantômes adaptées aux moyens disponibles.
- L'implantation d'un protocole de fabrication robuste et adapté aux contraintes imposées par les différents composants des fantômes ;
- La connaissance des propriétés optiques de chaque constituant ;
- Le développement d'outils qui facilitent l'utilisation de la résine d'époxy et les prédictions théoriques.
- La possibilité d'avoir des fantômes exempts d'inhomogénéités indésirables telles que des bulles d'air peu importe la taille du fantôme.

Ces fantômes sont aussi usinables ce qui permet d'y percer des trous afin d'y intégrer des capillaires ou d'autres types d'inclusions.

Les perspectives envisageables sont :

- 1- l'utilisation d'une cloche à vide plus performante pour s'affranchir d'une deuxième façon du problème de formation de bulles ;
- 2- l'utilisation des agents diffusants avec une taille unique de particules (par exemple des microsphères, telles que celles commercialisées par la compagnie *Corpuscular Inc*, notons toutefois que ce type de particules diffusantes est très onéreux) ;
- 3- poursuite de la recherche pour trouver des colorants compatibles avec les solvants utilisés et aux propriétés d'absorption connues ;
- 4- intégration d'inclusions à même la résine sans processus de perçage ;
- 5- une autre perspective qui très intéressante est de produire des fantômes dynamiques ². Des fantômes de ce types tels que des exemples de fantômes «thermodynamiques» dont les propriétés changent en fonction de la température existent dans certains laboratoires [Hebden *et al.*, 2008]. Finalement, il faut rester à l'affût de l'arrivée de nouveaux matériaux utiles pour la fabrication des fantômes.

²Les fantômes dynamiques tentent de reproduire des processus biologiques.

CHAPITRE 4

Caractérisation

4.1 Introduction

Ce chapitre faisant suite au volet fabrication, inaugure le volet caractérisation de cette recherche. De façon générale, la caractérisation revêt un grand intérêt pour la science de l'imagerie, mais peut représenter à elle seule un vaste sujet de recherche. Dans le cadre de ce projet, l'objectif premier est de développer des méthodes pour caractériser les milieux absorbants et diffusants séparément et pour des milieux complexes (absorbants et diffusants à la fois), comme des fantômes.

La caractérisation devant être arrimée à la fabrication de fantômes, une méthodologie de caractérisation qui permette d'exploiter ces méthodes pour la caractérisation de fantômes a été établie et sera présentée. À la lumière de l'analyse critique des méthodes de caractérisation effectuée au chapitre 1, deux méthodes, adaptées aux besoins du projet, ont été sélectionnées pour être implantées. Ces dernières sont basées sur les principes des deux catégories de méthodes présentées plus tôt dans ce document : celle de la méthode directe et celle de la méthode indirecte. Ainsi, la méthode de mesures directes, basée sur la loi de Beer-Lambert, est implantée pour la mesure du coefficient d'absorption et de diffusion pour des milieux uniquement absorbants et uniquement diffusants, ces derniers respectant la condition de diffusion simple. Quant à la méthode indirecte, qui permet l'extraction de plus d'un paramètre à la fois, elle exploite un algorithme d'optimisation pour mesurer les coefficients choisis - μ_a , μ'_s - et est utilisée pour le milieu qui réunit les différents constituants. Un troisième type de mesure, qui n'est classé dans aucune des deux catégories principales est présentée. Elle est basée sur des mesures goniométriques et sert à l'obtention du facteur d'anisotropie g . Elle a été explorée de manière approfondie et les bases de son développement pour une implantation future sont présentées. Elle porte sa propre catégorie.

Finalement, l'implantation correcte de ces méthodes implique une connaissance des théories et contraintes sous-jacentes à leur utilisation. Ainsi, la première section présente les théories sur lesquelles reposent les techniques de caractérisation choisies et leur adaptation au besoin du projet. Suivront les méthodologies pour la méthode directe, les mesures

goniométriques et la méthode indirecte. Finalement, les différents résultats obtenus sont présentés et analysés.

4.2 Théories sous-jacentes aux méthodes de caractérisation retenues

4.2.1 Méthodes directes

La méthode directe est basée sur des mesures en ligne en transmission de l'atténuation de la lumière. Pour l'obtention des coefficients d'absorption μ_a et de diffusion μ_s , il est question de mesurer le coefficient d'atténuation totale μ_t . Ce dernier est obtenu avec des mesures en ligne, *i.e.* le détecteur et la source sont colinéaires et les photons détectés sont ceux ne quittant pas l'axe initial. Il est à noter qu'avec cette condition, l'intensité mesurée non absorbée et non diffusée est très faible. Cette méthode permet de retrouver un paramètre optique à la fois et l'extraction des paramètres est basée sur la loi de Beer lambert (chapitre 2). En se basant sur cette loi, le coefficient d'atténuation μ_t est alors donné par :

$$\mu_t = \frac{1}{l} \ln \frac{I_0}{I}. \quad (4.1)$$

Tel qu'indiqué plus haut, dans ces mesures l'extraction de μ_a ou μ_s se fait sur la base que seule la lumière n'ayant subi aucune interaction est détectée. Elle est communément appelée **lumière collimatée**. Le coefficient d'atténuation mesuré correspond au coefficient d'absorption μ_a ou de diffusion μ_s , sous certaines conditions. La partie suivante présente les conditions reliées à cette méthode et la façon dont elle est adaptée pour l'extraction des propriétés recherchées.

Conditions d'application

Tel que présenté précédemment, l'utilisation de la méthode directe pour retrouver les coefficients μ_a et μ_s se fait sous certaines conditions. Ainsi, l'obtention **du coefficient d'absorption** exige que le **type de milieu** étudié soit **uniquement absorbant**. Cette condition respectée, il est possible d'écrire

$$\mu_t = \mu_a. \quad (4.2)$$

Quant au **coefficient de diffusion**, plusieurs conditions s'appliquent. La première concerne aussi le **type de milieu** étudié qui doit être **uniquement diffusant** ou encore que la diffusion soit plus importante que l'absorption *i.e.* $\mu_s \gg \mu_a$. Dans un cas où le milieu est très diffusant (diffusion multiple), il n'est pas possible de poser μ_s égale à μ_t et il y a alors la deuxième condition qui s'applique. Cette dernière implique d'être en présence d'un **régime de diffusion simple**, *i.e.* que la distance entre les particules est assez grande par rapport à la longueur d'onde, en plus de l'indépendance de la diffusion. Dans un tel cas, il est possible de discriminer expérimentalement une majorité de photons diffusés avec des «pinholes»¹, par exemple mais non exclusivement, et puis de poser

$$\mu_t = \mu_s. \quad (4.3)$$

Par contre, si la diffusion est très importante, il n'est plus difficile de discriminer les photons diffusés et le μ_t mesuré ne correspond pas au μ_s . De plus, la quantité d'intérêt devient le coefficient de diffusion réduit μ_s [Zaccanti *et al.*, 2003] et il faut avoir recours aux modèles de propagation de la lumière plus complexes pour l'extraction des propriétés.

Contraintes expérimentales

Les conditions d'application d'une telle méthode se traduisent en contraintes expérimentales. Cette partie présente ces contraintes et les façons de s'y adapter.

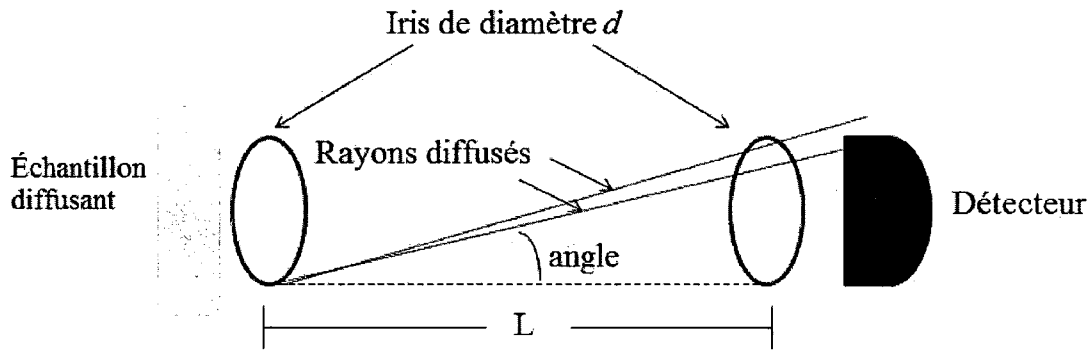


Figure 4.1 Illustration de la discrimination des photons diffusés à l'aide de «pinholes» (iris) de diamètres d et placés à une distance L l'un de l'autre.

Première condition : Lumière collimatée

¹«Pinhole» est le terme anglais communément utilisé pour signifier un sténopé, *i.e.* un petit orifice par lequel la lumière peut passer.

Expérimentalement, l'intensité mesurée doit être celle de la lumière transmise qui n'a subi aucune interaction. Il ne faut donc pas retrouver dans la mesure un photon issu d'une diffusion. Cette contrainte implique souvent que de très faibles intensités soient recueillies. Il y a différentes manières de discriminer les photons diffusés expérimentalement. La première est de réduire l'angle d'acceptance (figure 4.1) du détecteur. Ceci peut se faire en plaçant des «pinholes» à la sortie du milieu caractérisé et en avant du détecteur ou en augmentant la distance détecteur-milieu.

Avec la configuration de la figure 4.1, des photons diffusés à un angle allant jusqu'à $\arcsin(d/L)$ sont détectés. Plus la distance entre le détecteur et l'échantillon est grande et le diamètre des iris petit, plus la discrimination des photons diffusés est bonne.

Une autre façon de discriminer les photons diffusés est d'utiliser des mesures résolues en temps de façon à séparer les photons en fonction de leur temps d'arrivée, les photons ayant voyagé le moins longtemps devant être ceux qui ont voyagé en ligne droite² ou presque. Il est difficile de discriminer ces photons expérimentalement. Pour ce type de mesures, on utilise des «pinholes».

Deuxième condition : Le type de milieu

Cette contrainte implique que pour identifier μ_a ou μ_s , les milieux analysés doivent être uniquement absorbants ou diffusants respectivement. Expérimentalement, lors de la caractérisation d'un milieu uniquement absorbant, ce dernier doit être vide de particules diffusantes. Il faut donc porter attention aux possibilités de formation d'agglomérats ou de sédimentation de l'agent absorbant choisi. Ces informations ne sont pas toujours disponibles, il faut faire preuve de prudence dans le choix des milieux absorbants. Pour le constituant diffusant, il faut autant que possible choisir un constituant non absorbant ou connaître les propriétés d'absorption. Aussi, les agents absorbants et diffusants choisis sont dilués dans des solvants, dont il faut prendre en compte l'impact.

Troisième condition : Le type de régime de diffusion

Il faut avoir un régime de diffusion simple. Expérimentalement, ceci implique de gérer la concentration des particules diffusantes présentes. Autrement, si la concentration n'est pas contrôlable, on doit minimiser les interactions, ce qui peut se faire en diminuant l'épaisseur du milieu. L'épaisseur maximale dépend de μ_s de manière inversement proportionnelle, elle devrait être de l'ordre du libre parcours moyen. Ceci est beaucoup plus complexe à réaliser,

²Le photons voyageant en ligne droite sont appelés photons balistiques. On note aussi les photons serpentiles, lesquels ont subi des diffusions dans la direction avant sans être trop déviés de la trajectoire balistique.

car les épaisseurs peuvent être de l'ordre du μm pour les tissus biologiques. Dans ce projet, la concentration sera contrôlée (et ce, parce qu'on peut le faire) pour effectuer des mesures directes.

Finalement, il est utile de pouvoir prédire théoriquement les propriétés optiques des différents constituants ou encore d'avoir des façons alternatives de les déterminer pour valider les techniques implantées.

4.2.2 Mesures goniométriques

Les mesures goniométriques ont pour objectif de mesurer une distribution angulaire d'intensité lumineuse diffusée autour d'un milieu diffusant, appelée fonction de phase $p(\theta)$. La fonction de phase d'une particule autant que la fonction de phase moyenne d'une collection de particules identiques est une simple fonction d'angle [Bays, 1992]. Elle est reliée au facteur d'anisotropie g par l'équation [Choukeife, 1999]

$$g = \frac{\int_0^\pi p(\theta) \sin\theta d(\cos\theta)}{\int p(\theta) d(\cos\theta)} = \frac{\int_0^\pi p(\theta) \cos\theta \sin\theta d\theta}{\int p(\theta) \sin\theta d\theta}. \quad (4.4)$$

Obtention du facteur d'anisotropie et conditions d'application

Dans les cas des mesures discrètes d'intensité effectuées dans ce projet, en considérant une symétrie azimutale, l'équation 4.4 devient [Firbank et Delpy, 1993]

$$g = \frac{\sum p(\theta) \cos\theta \sin\theta}{\sum p(\theta) \sin\theta}. \quad (4.5)$$

Ici la fonction de phase $p(\theta)$ est l'intensité mesurée à l'angle d'observation θ .

Conditions d'application

Cette technique est applicable pour une collection de particules **identiques** et réparties de façon homogène (première condition). De plus, le critère du régime de diffusion simple s'applique ici aussi (deuxième condition). Les mesures doivent se faire sur des milieux très fins afin de respecter la condition de diffusion simple et de minimiser les interactions (diffusion par plus d'une particule) d'un photon mesuré [Bays, 1992].

Contraintes expérimentales

Les conditions énoncées se traduisent en contraintes expérimentales. Il faut donc faire ces mesures sur :

Première condition : un milieu où l'homogénéité est garantie (utilisation de bain à ultrasons avant la caractérisation).

Deuxième condition : un milieu très mince, l'épaisseur doit être de l'ordre du parcours moyen d'un photon. Ceci est difficile à réaliser pour des μ_s élevés. Il faut donc contrôler la concentration utilisée.

4.2.3 Méthodes indirectes

Ici s'amorce la présentation de la deuxième méthode choisie pour compléter la caractérisation des fantômes. Elle est considérée comme étant une méthode indirecte. L'extraction des propriétés recherchées est plus complexe avec cette méthode, mais elle permet d'obtenir les différents coefficients (d'absorption μ_a et de diffusion réduit $\mu'_s = (1 - g)\mu_s$) en même temps. Elle se sert de mesures résolues en temps et l'extraction des propriétés optiques se fait à l'aide d'un algorithme d'optimisation. Les sections qui suivent présentent d'abord la théorie sur laquelle se base cette méthode, puis les contraintes expérimentales qu'elle impose.

Approximation de la diffusion (AD)

L'AD est une approximation de l'équation du transfert radiatif, laquelle permet de décrire analytiquement la propagation de photons dans des milieux diffusants et absorbants. En se basant sur l'AD, Patterson *et al.* [Patterson *et al.*, 1989] ont dérivé une expression analytique qui décrit la forme d'un pulse laser suite à sa propagation dans un milieu diffusant semi-infini ou sous forme de tranche («slab»). Dans le cas de mesures en transillumination, la transmittance $T(\rho, d, t)$ obtenue dépend des paramètres d'intérêt, μ_a et μ'_s . Elle est donnée par l'expression

$$T(\rho, d, t) = (4\pi Dc)^{-3/2} t^{-5/2} \exp(-\mu_a ct) \exp\left(-\frac{\rho^2}{4Dct}\right) \quad (4.6)$$

$$\begin{aligned} & \times (d - z_0) \exp\left[-\frac{(d - z_0)^2}{4Dct}\right] \\ & - (d + z_0) \exp\left[-\frac{(d + z_0)^2}{4Dct}\right] \\ & + (3d - z_0) \exp\left[-\frac{(3d - z_0)^2}{4Dct}\right] \\ & - (3d + z_0) \exp\left[-\frac{(3d + z_0)^2}{4Dct}\right], \end{aligned}$$

où $D = \{3[\mu_a + \mu'_s]\}^{-1}$ est appelé le coefficient de diffusion et ρ est la distance horizontale par rapport à l'axe d'incidence de la source (figure 4.2). Pour obtenir cette expression, on considère que tous les photons sont initialement diffusés à une profondeur $z_0 = 1/\mu'_s$.

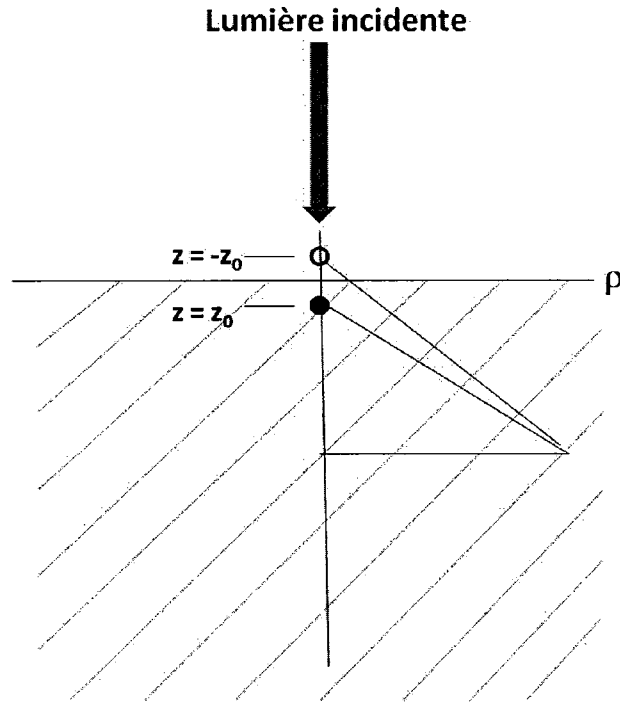


Figure 4.2 Figure de la géométrie semi-infinie

Obtention des coefficients d'intérêt et conditions d'application

Expérimentalement, cette technique implique des mesures résolues en temps. Les résultats de ces mesures sont des courbes d'énergie (ou de nombre de photons) en fonction du temps. L'équation 4.6 donne la forme de la courbe transmise normalement obtenue qui dépend de μ_a et de μ'_s . Pour retrouver la courbe théorique correspondant aux mesures, un algorithme d'optimisation peut être utilisé. Toutefois, la courbe mesurée ne correspond pas directement à la courbe de transmittance théorique. Cette mesure est affectée par la réponse impulsionnelle du système (IRF)³. De plus, différents bruits lumineux peuvent se greffer à la mesure. Il faut donc traiter le signal mesuré, *i.e.* déconvoluer le signal mesuré avec l'IRF et le débruiter. Pour ce qui est des paramètres optiques retrouvés, il n'est pas possible d'utiliser l'algorithme d'optimisation pour les valeurs de μ_s et g séparément. Ceci est dû au fait que l'AD dépend de la combinaison de ces deux paramètres, *i.e.* de μ'_s [Lihong V.Wang, 2007]. Les autres conditions s'appliquent sur le type de milieu utilisé. Ainsi, il faut être en présence d'un milieu où l'approximation de diffusion est valide, *i.e.* où $\mu_a \ll \mu'_s$ (première condition). De plus, ce milieu doit avoir la forme d'une tranche (deuxième condition) homogène d'épaisseur beaucoup plus petite que ses dimensions latérales (théoriquement, la tranche est semi-infinie).

³IRF : La sortie d'un système en réponse à une excitation sous forme d'impulsion temporelle (fonction delta de Dirac)

Contraintes expérimentales

Première condition : $\mu_a \ll \mu'_s$

Il faut être en mesure de contrôler l'absorption pour créer une dominance de diffusion.

Deuxième condition : solutions pour géométries en tranche ou semi-infinie.

Il faut avoir des échantillons sous forme de tranches. Donc, si la forme finale du fantôme est autre qu'une tranche, il faut intégrer dans le protocole de fabrication une étape où une tranche du mélange de fantôme est conservée.

4.2.4 Comparaison des méthodes et justification de nos choix

Dans le chapitre 1, la comparaison des avantages et inconvénients des méthodes directes et indirectes indiquait, entre autre, que ces deux méthodes peuvent être utilisées de façon complémentaire. À la lumière de la section précédente, une méthodologie plus détaillée est choisie pour l'implantation et l'emploi de ces techniques.

La méthode directe choisie est simple en terme d'extraction de μ_a et de μ_s . Utilisée pour caractériser un milieu uniquement absorbant ou un milieu uniquement diffusant et peu épais (où règne un régime de diffusion simple) elle est facile à implanter. Néanmoins, les intensités mesurées avec cette technique sont faibles. Il n'est donc pas possible d'avoir des concentrations d'agents absorbants ou diffusants qui engendrent de trop grandes atténuations. Toutefois, il est possible d'utiliser une technique de dilution qui permette de retrouver les μ_a et μ_s de solutions originales concentrées tandis que les mesures sont effectuées sur des solutions moins atténuantes. La méthode peut donc être utilisée pour la caractérisation des agents qui serviront à reproduire l'absorption et la diffusion, respectivement, ainsi que pour évaluer l'absorption des matrices (résines). Pour valider cette méthode, la valeur de μ_a obtenue est comparée à des mesures spectrophotométriques, tandis que la valeur de μ_s est comparée aux prédictions de la théorie de Mie.

La méthode indirecte choisie exige des mesures résolues en temps et est un peu plus contraignante expérimentalement. Le détecteur utilisé (tube photomultiplicateur (PMT)) est très sensible et nécessite des conditions de mesures sans bruit lumineux. Les signaux mesurés doivent être traités (débruitage et déconvolution de l'IRF) et il faut utiliser un algorithme d'optimisation pour effectuer la régression non-linéaire permettant d'obtenir μ_a et μ'_s . Il ne semble pas y avoir d'algorithme d'optimisation accessible à la communauté scientifique et adapté aux exigences de ce projet, il faudra donc en élaborer un. Il existe déjà un programme de déconvolution qui sera utilisé développé au sein du groupe TomOptUS

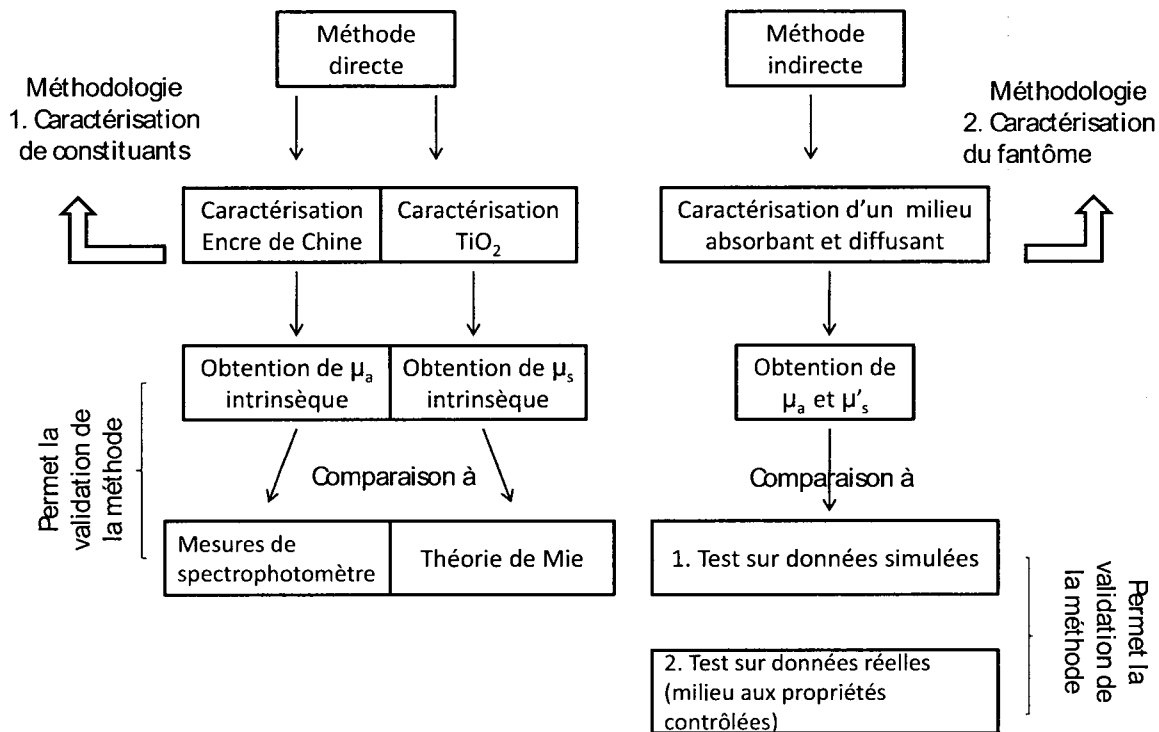


Figure 4.3 Protocole pour l'implantation et l'utilisation des méthodes de caractérisation directes et indirectes.

[Bodi, 2010]. Cette technique servira à la caractérisation du fantôme et vient compléter le protocole de caractérisation.

Pour implanter l'algorithme, ce dernier sera d'abord testé sur des mesures simulées. Puis, une mesure sur une solution d'Intralipid, dont les propriétés optiques sont disponibles dans la littérature, sera utilisée pour comparaison. Il aurait été plus intéressant d'utiliser la théorie de Mie pour prédire les propriétés d'une solution de TiO_2 , mais la concentration exigée pour avoir un milieu suffisamment diffusant rencontre la limite découverte du TiO_2 utilisé dans le projet, soit le risque d'agglomérations des particules entre elles. Ceci compromet la prédiction. Il est donc préférable d'utiliser l'Intralipid. Le schéma donné à la figure 4.3 résume le protocole établi pour implanter ces deux techniques.

Quant aux mesures goniométriques, il y a un intérêt de les implanter pour avoir une méthode de calcul de g . Elles seront donc sérieusement abordées sans pour autant être intégrées au protocole de caractérisation des fantômes.

4.3 Méthodologie et mise en œuvre des méthodes de caractérisation

Matériel nécessaire

- MATÉRIEL COMMUN
 - Table optique
 - Plaque rotative
 - Bras rotatif intégré à la plaque tournante
 - Bain à ultrasons
 - Laser Ti-Sapphire syntonisé à une longueur d'onde $\lambda = 780 \text{ nm}$
 - Iris servant de sténopés
 - Enceinte noire d'isolation pour empêcher la mesure de lumière ambiante ou autre bruit lumineux
- MATÉRIEL POUR MESURES DIRECTES
 - Puissancemètre optique (Optical Power Meter) ; en quelque sorte le multimètre de l'opticien
 - Cuvettes en plastique pour contenir les constituants afin de faire les mesures
- MATÉRIEL POUR MESURES GONIOMÉTRIQUES
 - Bras rotatif
- MATÉRIEL POUR MESURES INDIRECTES
 - Tube photomultiplicateur (PMT)
 - Roue d'atténuation automatisée
 - Contenant en verre pour l'Intralipid
- ÉCHANTILLONS ET MILIEUX NÉCESSAIRES POUR LES DIFFÉRENTES MÉTHODES
 - Solvants : éthanol
 - Agent absorbant : encre de Chine séchée 0.3 g (marque : Omer DeSerres)

- Agent diffusant : poudre de TiO_2 (marque : Ti-pure 900, DuPont)
- Agent de la matrice : deux résines (une résine d'époxy *EpoThin* - 208140 de marque Buehler et une résine polyester *Clear Polyester Casting Resin* de marque ETI)
- Tranche de fantôme diffusant (résine et TiO_2)
- Intralipid 20% (20 g de lipides pour 100 ml de solution) (marque : Baxter)

4.3.1 Méthode directe

Méthodologie

Montage expérimental

Le montage consiste en une source laser dont le faisceau est incident sur l'échantillon à caractériser (en son centre), deux iris dont un premier est placé à la sortie de l'échantillon et un autre devant le détecteur, un puissancemètre optique et un support sur lequel sera placé l'échantillon, (figure 4.4). La source, l'échantillon, les iris et le détecteur sont alignés sur un même axe (colinéaires). Les iris sont à une distance de 201 mm l'un de l'autre et doivent avoir la plus petite ouverture possible. Il a été décidé que l'ouverture de ces dernières correspondrait à la taille du faisceau laser. Deux tests sont effectués pour vérifier que l'ouverture ne dépasse pas le diamètre du laser. Le premier test est visuel, et consiste en un ajustement de l'ouverture dans le noir dans lequel on s'assure qu'on ne voit pas de lumière frapper les bords de l'iris. Le deuxième test se fait à l'aide d'une mesure d'intensité. Pour ce faire, les iris sont ouverts progressivement jusqu'à ce que l'intensité cesse de croître. L'ouverture maximale correspond à celle où l'intensité maximale est mesurée, on a alors un diamètre de 3.66 mm. Une boîte recouvre l'échantillon et le détecteur. Ainsi, le bruit lumineux est *quasi* nul et une grande attention est portée aux réflexions de la lumière afin d'éviter de les mesurer. Des obstacles et du papier absorbant bloquent différentes réflexions repérées. L'échantillon, les iris et le détecteur sont dans une boîte, une ouverture est laissée pour l'entrée de la source. Des deux tests, c'est la plus grande ouverture qui est conservée. La figure 4.5 présente le montage des mesures directes (sans la boîte).

Procédure

→ Alignement du système :

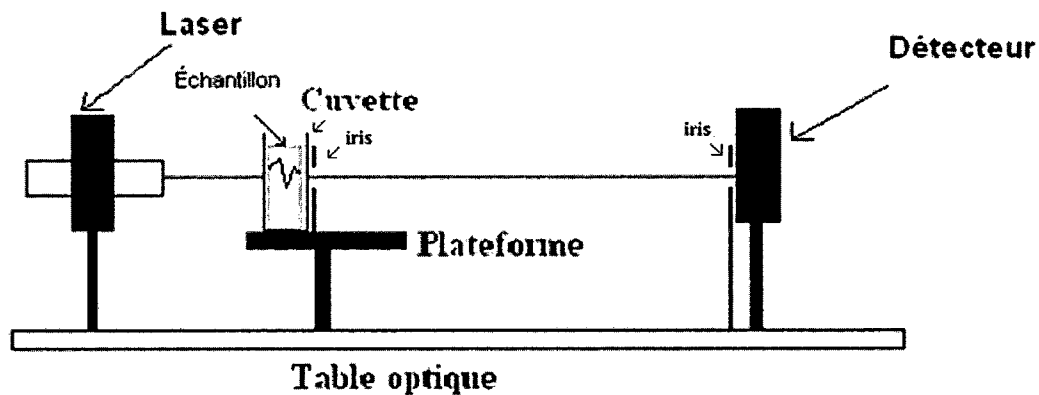


Figure 4.4 Schéma simplifié pour des mesures directes sur un échantillon contenu dans une cuvette.

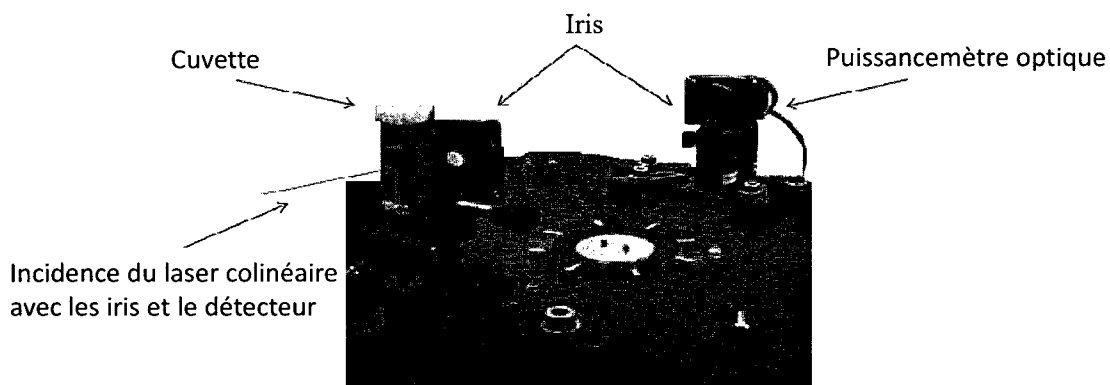


Figure 4.5 Image de montage utilisé pour les mesures directes.

Il faut aligner le rayon laser sur les différents iris et le détecteur. Le laser arrive directement sur le centre de chacun des iris (visible lorsqu'il est fermé) et sur le centre du détecteur.

—> Préparation et installation des milieux à caractériser :

Une fois l'alignement effectué, il est possible de commencer la caractérisation. Puisque la méthode directe sert à la caractérisation des agents absorbants et diffusants séparément, la partie qui suit se subdivise en trois sections : la caractérisation de la solution de l'encre de Chine, la caractérisation d'une solution de TiO_2 et la caractérisation de la matrice (résines). Pour la caractérisation de l'encre de Chine, 0.3 g d'encre séchée a été diluée dans 70 ml d'éthanol selon la procédure décrite au chapitre 3 (section 3.3.1) pour constituer la solution originale. Quant à la caractérisation du TiO_2 , 0.94 g de TiO_2 sont dilués dans de l'éthanol (375 ml). Toutes les solutions préparées doivent être vigoureusement mélangées avant d'être caractérisées. Pour ce faire, en plus d'un premier mélange manuel, un bain à ultrasons est utilisé pour assurer une plus grande homogénéité. Il faut contrôler le temps de ce mélange car, pour le volume utilisé dans les cuvettes après environ 15 minutes, une évaporation significative de l'éthanol peut se produire. Le temps d'ultrasonisation est proportionnel à la quantité du solvant et aussi à la concentration des agents.

—> Pour chacune de ces caractérisations, une deuxième méthode pour obtenir ou prédire les propriétés optiques calculées sera présentée afin de valider les résultats et d'estimer une marge d'incertitude.

Caractérisation de l'encre de Chine

L'objectif ici est de caractériser une solution originale d'encre de Chine. En obtenant le coefficient d'absorption intrinsèque de la solution originale, il est possible de connaître l'absorption d'une solution obtenue à partir d'une dilution de la solution mère. Ceci facilite le contrôle des propriétés d'absorption lors de la fabrication des fantômes. La comparaison se fera avec des données obtenues à l'aide d'un spectrophotomètre.

Pour ce faire, on utilise une technique de dilution qui permet l'obtention de μ_a tel que décrit dans ce qui suit.

Il est posé que la concentration absolue d'encre de Chine $\rho_{ink,stock}$, (ici on considère la concentration spécifiée en terme de nombre de particules par volume dans la solution «stock» qui correspond à la solution d'encre originale qui servira à la préparation d'autres

solutions par dilution) est donnée par

$$\rho_{ink,stock} = \frac{N_0}{V_{ink,stock}}, \quad (4.7)$$

où N_0 est le nombre de particules et $V_{ink,stock}$ est le volume de solution stock utilisée. La valeur de $\rho_{ink,stock}$ n'est pas connue du fait que N_0 ne l'est pas.

D'après la loi de conservation de la masse, la concentration initiale ρ_i d'une substance dans un volume initial V_i est reliée à sa concentration finale ρ_f dans un volume final V_f par

$$\rho_i \times V_i = \rho_f \times V_f. \quad (4.8)$$

Une première étape est d'obtenir une solution d'encre de départ moins concentrée. Pour ce faire, un certain volume $V_{ink,stock}$ de solution stock est dilué dans un volume d'éthanol $V_{ethanol,0}$. La concentration d'encre devient alors

$$\rho_{ink,0} = \frac{\rho_{ink,stock} \times V_{ink,stock}}{(V_{ink,stock} + V_{ethanol,0})}, \quad (4.9)$$

où $\rho_{ink,0}$ est la concentration de l'encre de Chine dans cette solution de départ. Le *rapport de dilution* initial r_0 se définit par

$$r_0 = \frac{V_{ink,stock}}{V_{ink,stock} + V_{ethanol,0}}, \quad (4.10)$$

donc

$$\rho_{ink,0} = r_0 \times \rho_{ink,stock}. \quad (4.11)$$

On définit le volume total, de la solution diluée, obtenu suite à la dilution de la solution stock par

$$V_{tot,0} = V_{ink,stock} + V_{ethanol,0}. \quad (4.12)$$

Donc après avoir obtenu la solution de départ à laquelle on assigne l'indice 0, des dilutions successives sont effectuées à partir de celle-ci. La première dilution de la solution de départ donne

$$\rho_{ink,1} = \frac{\rho_{ink,0} \times V_{sol,0}}{V_{sol,0} + V_{ethanol,1}}. \quad (4.13)$$

où $V_{sol,0}$ est le volume de solution prélevé de la solution diluée de départ pour la première dilution et $V_{ethanol,1}$ est le volume d'éthanol ajouté pour obtenir la première dilution. Attention à ne pas confondre $V_{tot,0}$ avec $V_{sol,0}$, ce dernier étant une partie de $V_{tot,0}$. On posera dans ce qui suit

$$V_{tot,i} = V_{sol,i-1} + V_{ethanol,i}, \quad (4.14)$$

où $V_{sol,i-1}$ est le volume de solution prélevé de la solution diluée réalisée à l'étape précédente $i - 1$ et qui est dilué dans un volume $V_{ethanol,i}$ pour obtenir la dilution suivante de l'étape actuelle i . $V_{tot,i}$ est donc le volume de solution qu'on obtient suite à la dilution à l'étape i . Ainsi, $\rho_{ink,1}$ peut se réécrire

$$\rho_{ink,1} = \frac{\rho_{ink,0} \times V_{sol,0}}{V_{tot,1}}. \quad (4.15)$$

La dilution suivante donne une concentration

$$\rho_{ink,2} = \frac{\rho_{ink,1} \times V_{sol,1}}{V_{tot,2}}. \quad (4.16)$$

donc,

$$\rho_{ink,2} = \frac{\rho_{ink,0} \times V_{sol,0}}{V_{tot,1}} \times \frac{V_{sol,1}}{V_{tot,2}}, \quad (4.17)$$

et ainsi de suite jusqu'à la $j^{ème}$ dilution. On pose

$$r_i = \frac{V_{sol,i-1}}{V_{tot,i}} \quad (4.18)$$

Donc pour une $m^{ème}$ solution,

$$\rho_{ink,m} = \rho_{ink,stock} \times r_0 \times \prod_{i=1}^m r_i \quad (4.19)$$

et

$$\mu_{a,m} = \rho_{ink,stock} \times \sigma_{a,ink} \times r_0 \times \prod_{i=1}^m r_i \quad (4.20)$$

et $\sigma_{a,ink}$ est la section efficace d'absorption d'une particule. On définit le facteur de dilution total pour la $m^{ème}$ dilution par

$$\xi_m = r_0 \times \prod_{i=1}^m r_i. \quad (4.21)$$

À partir de la relation de Beer-Lambert on obtient

$$P_{t,m} = P_0 e^{-(\rho_{ink,stock} \times \sigma_{a,ink} \times \xi_m \times l)}, \quad (4.22)$$

où l est l'épaisseur du milieu traversé, $P_{t,m}$ est l'intensité balistique, P_0 est l'intensité incidente sur le milieu. En prenant le logarithme népérien de part et d'autre dans l'équation 4.22, on obtient

$$\ln P_{t,m} = \ln P_0 - [(\rho_{ink,stock} \times \sigma_{a,ink}) \times \xi \times l]. \quad (4.23)$$

Le produit $\rho_{ink,stock} \times \sigma_{a,ink}$ correspond au coefficient d'absorption intrinsèque de l'encre de Chine qu'on dénotera par $\mu_{a,ink}$. Les valeurs de r_0 , r_i , P_0 , $P_{t,m}$ sont connues expérimentalement. Il est alors possible d'obtenir $\mu_{a,ink}$ à partir de la pente de la droite $\ln P_{t,m}$ en fonction du produit $\xi \times l$. Lorsque nécessaire, il faut prendre en compte l'effet de l'absorption causée par le solvant utilisé pour diluer l'encre de Chine. Pour ce faire, on utilise **la transmittance T** qui est la probabilité pour un photon d'être transmis sans avoir subi d'interaction (absorption dans ce cas). Elle est calculée par le rapport entre l'intensité transmise, après avoir traversé une épaisseur l , et l'intensité incidente

$$T_{solution} = \frac{P_{t,m}}{P_0}. \quad (4.24)$$

La transmittance de la solution est donnée par

$$T_{solution} = T_{encre} T_{solvant}, \quad (4.25)$$

où $T_{solution}$ est la transmittance de la solution d'encre de Chine diluée et $T_{solvant}$ celle du solvant utilisé; T_{encre} est la transmittance recherchée

$$T_{encre} = \frac{T_{solution}}{T_{solvant}}, \quad (4.26)$$

où

$$T_{encre} = \frac{P_{solution}}{P_{solvant}}. \quad (4.27)$$

En pratique, après un certain temps, il commence à y avoir beaucoup de dépôts de particules d'encre dans la solution originale. Ceci affecte probablement les propriétés optiques. Il est donc préférable d'utiliser l'encre tout de suite après sa caractérisation. Sinon, il faut reprendre la caractérisation de la solution à chaque fois. Il est rappelé au lecteur que la caractérisation de la solution mère est utile pour contrôler la quantité d'encre nécessaire pour obtenir une absorption donnée. Toutefois, lorsqu'il s'agit seulement de mesurer une absorption pour une concentration donnée, il est possible d'utiliser seulement un spectrophotomètre. Cette dernière mesure une absorbance qui est reliée à μ_a . L'équation qui relie cette absorbance et le coefficient de diffusion est présentée un peu plus loin.

→ La comparaison se fera avec des données mesurées à l'aide d'un spectrophotomètre (section 4.4).

Caractérisation du TiO_2

Cette étape consiste à caractériser de l'agent diffusant. À cette fin, la même technique de dilution successive est utilisée pour une solution d'éthanol et de TiO_2 .

→ La comparaison se fera avec des prédictions théoriques basées sur la théorie de Mie. Pour ce faire, il faut avoir la concentration en terme du nombre de particules de TiO_2 par unité de volume.

Caractérisation de l'absorption de la matrice

Pour la matrice, deux types de résines ont été utilisées :

- Résine d'époxy de Buehler *EpoThin* - 208140
- Résine polyester

Il s'agit ici de caractériser l'absorption intrinsèque de la matrice. Un spectrophotomètre a été utilisé à cette fin. Le spectrophotomètre fournit l'**absorbance A** définie par

$$A = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right), \quad (4.28)$$

où I_0 est l'intensité incidente sur le milieu et I est l'intensité transmise collimatée. Avec la relation de Beer-Lambert l'absorbance est alors égale à

$$A = -\log_{10}(\exp \mu_t l). \quad (4.29)$$

Ainsi

$$\mu_t = 2.3 \frac{A}{l}, \quad (4.30)$$

où μ_t est le coefficient d'atténuation et l l'épaisseur de la résine. Lorsque les résines ne contiennent pas de bulles, il n'y a pas de diffusion, et alors

$$\mu_t = \mu_a \quad (4.31)$$

selon les conditions énoncées plus haut (voir 4.2). La quantité d'éthanol ajoutée varie en fonction de la quantité de résine utilisée, il est important de caractériser la matrice pour chaque ratio.

4.3.2 Mesures goniométriques

Méthodologie

Montage expérimental

Le laser utilisé dans le montage expérimental est un laser Ti-Sapphire pulsé (< 100 ps), émettant à la longueur d'onde $\lambda = 780$ nm et qui produit un faisceau de 2 mm de diamètre. Le faisceau est dirigé à l'aide de miroirs et de séparatrices sur l'échantillon de façon à avoir une incidence normale. L'échantillon est fixe au centre d'une plaque tournante qui est prolongée par un bras de 80 cm de longueur. Le détecteur (puissancemètre) est placé sur le bras à une distance de 201.02 mm. Un seul sténopé est utilisé à l'entrée du détecteur. Les mesures sont prises à différents angles autour de l'échantillon angle variant de -53° à 46° ; les contraintes mécaniques ne permettaient pas d'effectuer les mesures dans une plage symétrique. La solution à caractériser est une solution de 0.0098 g de TiO_2 dissout dans 300 ml d'éthanol. Elle est contenue dans une cuvette en plastique de 10 mm d'épaisseur. Le bras rotatif est déplacé manuellement pour chaque position de mesure θ (le pas $\delta\theta$ n'était pas constant).

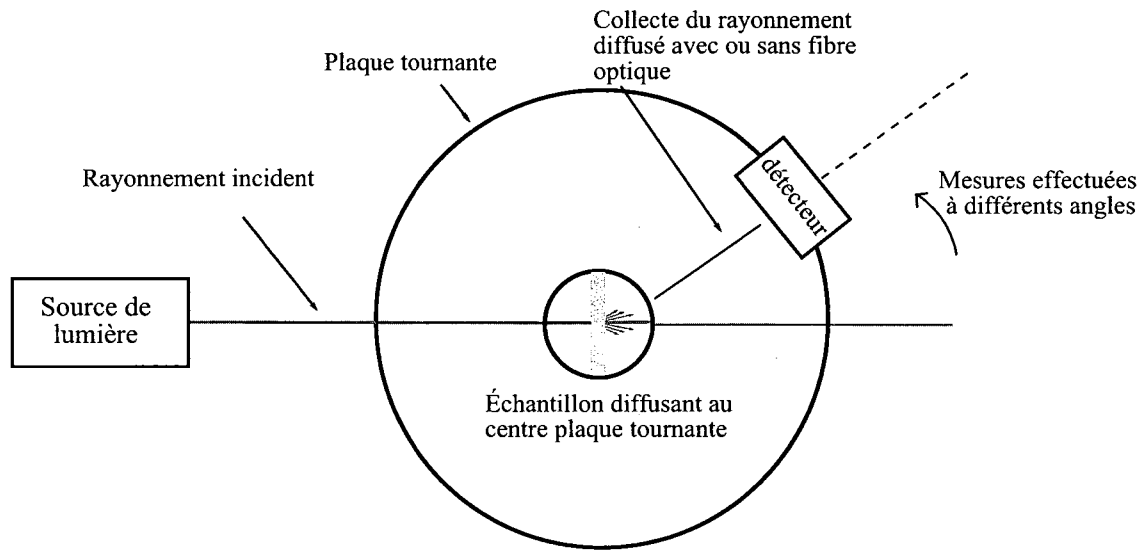


Figure 4.6 Schéma d'un montage goniométrique.

4.3.3 Méthode indirecte

Méthodologie

Montage expérimental

Pour la méthode indirecte, on fait des mesures résolues en temps. Le montage utilise une source laser pulsée. La longueur d'onde est la même que celle pour les mesures directes, *i.e.* $\lambda = 780 \text{ nm}$. Un tube photomultiplicateur (PMT) d'une grande sensibilité, sert de détecteur. La limite d'irradiation est de 10^7 photons. Pour éliminer le bruit lumineux, on utilise une boîte d'isolation. L'expérience se fait dans une pièce sombre (sans éclairage). Un grand soin est porté à l'élimination des différentes réflexions qui peuvent avoir lieu tout au long du parcours du laser. Afin de contrôler la puissance sur le détecteur, une roulette atténuatrice est utilisée. Cette roulette est contrôlable à distance. D'autres atténuateurs sont placés sur le parcours du faisceau laser. Toutefois, ils étaient retirés en priorité lorsqu'il fallait augmenter la puissance d'irradiation pour minimiser d'éventuels effets non linéaires causés par une grande fluence du laser. Comme pour le montage de la méthode directe, des sténopés sont installés à la sortie de l'échantillon caractérisé et en avant du détecteur, le choix du diamètre d'ouverture de l'iris est fait de la même façon que précédemment.

Procédure

—> Alignement du système.

Comme pour la méthode directe, il faut aligner le rayon laser sur les différents iris et le détecteur. Le laser arrive directement sur le centre de chacun des iris et sur le centre du tube photomultiplicateur.

—> Préparation et installation des milieux à caractériser.

Une fois la phase de l'alignement accomplie, le milieu à caractériser est installé. Dans ce cas-ci, on teste une solution d'Intralipid 20%. Elle est contenue dans une cuvette de verre rectangulaire de 21.15 mm d'épaisseur. Des données sur les propriétés optiques de l'Intralipid sont disponibles dans la littérature [Chen *et al.*, 2006]. Cette mesure servira à valider les résultats de l'optimisation. La solution d'Intralipid est aussi passée au bain à ultrasons.

—> Traitement des données : débruitage, déconvolution et optimisation.

La première étape de l'implantation de la méthode est le test de l'algorithme d'optimisation sur des données simulées. Ensuite, l'algorithme sera testé sur des mesures réelles, débruitées et déconvoluées, faites sur une solution d'Intralipid, les valeurs recherchées seront les valeurs disponibles dans la littérature (articles de [Chen *et al.*, 2006] et [Martelli et Zaccanti, 2007]) ainsi que sur des fantômes solides sous forme de tranche.

4.4 Résultats et analyse

4.4.1 Méthode directe

Caractérisation de l'encre de Chine

Des mesures en transmission de différentes solutions préparées à partir de la solution mère, tel qu'indiqué plus tôt, ont été prises. Les absorbances de trois solutions ont été mesurées par spectrophotométrie. Ces mesures ont ensuite été converties en terme de coefficient d'absorption à l'aide de l'équation 4.30. Les résultats des mesures directes de ces trois solutions et les résultats obtenus par spectrophotométrie sont comparés à la figure 4.7.

L'équation décrivant le comportement de la puissance transmise par rapport à μ_a est

$$\ln P_t = -0.6194 \times (\xi l) - 7.1387, \quad (4.32)$$

avec un coefficient de détermination

$$R^2 = 0.9706.$$

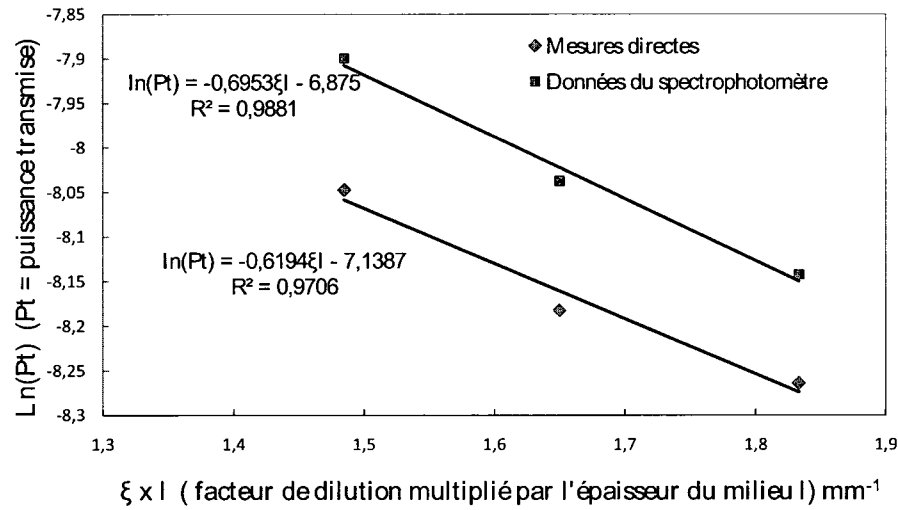


Figure 4.7 Graphique de $\ln(P_t)$ en fonction du facteur de dilution ξ multiplié par l'épaisseur du milieu l pour une solution d'encre de Chine.

Quant au coefficient d'absorption intrinsèque de la solution stock, les mesures directes donnent

$$\mu_a = 0.62 \text{ mm}^{-1}.$$

Comparativement, les données du spectrophotomètre donnent

$$\mu_a = 0.70 \text{ mm}^{-1}.$$

Les mesures spectrophotométriques peuvent être considérées comme des valeurs théoriques. Elles prennent en compte l'absorption du solvant et des cuvettes. Il y a un écart de 13 % entre la valeur des mesures directes et spectrophotométriques par rapport à la valeur mesurée par spectrophotométrie. Une explication pour cet écart est que malgré le mélange rigoureux des solutions utilisées, la nature de l'encre de Chine [Madsen *et al.*, 1992] fait en sorte qu'il peut se retrouver dans les solutions des particules qui diffusent la lumière, et donc peuvent affecter la mesure. Ceci dit, l'écart obtenu est très raisonnable et reste dans l'ordre de grandeur de la précision des méthodes présentées dans la littérature. On peut donc considérer que la caractérisation de l'agent absorbant est réussie et la méthode directe est fonctionnelle. Il est par contre intéressant de noter que μ_a est inférieur pour les mesures directes bien que l'absorption additionnelle du solvant et des cuvettes n'ait pas été prise en compte. On peut donc conclure que cet effet est négligeable par rapport aux absorptions mesurées.

L'obtention de la relation 4.32 est utile pour choisir la concentration de solution nécessaire pour un μ_a souhaité. Elle donne la dilution nécessaire de la solution mère pour obtenir un μ_a donné.

Caractérisation de la solution de TiO_2

Pour cet agent, des mesures en transmission de différentes solutions préparées à partir d'une solution originale (voir la procédure) sont effectuées. La figure 4.8 présente les résultats de la caractérisation de la solution diffusante.

L'équation décrivant le comportement de la puissance transmise par rapport à μ_s est

$$\ln P_t = -1.6778 \times (\xi l) + 0.175, \quad (4.33)$$

avec un coefficient de détermination

$$R^2 = 0.998.$$

Cette équation montre l'adéquation des mesures avec la relation de Beer-Lambert, tel qu'attendu.

Le μ_s de la solution initiale donnée par les mesures directes est donc de

$$\mu_s = 1.7 \text{ mm}^{-1}.$$

Pour avoir la prédiction théorique de la valeur de μ_s , la théorie de Mie est utilisée. Ce long calcul exige de la prudence et l'utilisation d'un programme éprouvé est conseillée. Pour ce faire, un programme fiable disponible sur le site du centre «Oregon Medical Laser Center» est utilisé. L'information nécessaire est la taille des particules du TiO_2 et leur concentration. En se basant sur l'équation 3.15 du chapitre 3 et en utilisant les données du fournisseur, *i.e.* un diamètre $d = 0.41 \text{ } \mu\text{m}$ et un volume spécifique $v = 0.25 \text{ ml/g}$, la concentration obtenue est

$$c = 0.00288 \text{ particules}/\mu\text{m}^3.$$

Le μ_s est calculé en utilisant la théorie de Mie, avec un indice de réfraction $n = 2.73$ pour le TiO_2 [DuPont, 2007b], ce qui donne

$$\mu_s = 1.9 \text{ mm}^{-1}.$$

Ceci donne un écart entre les valeurs expérimentales et prédites de 11%. Ce résultat est très favorable à la validation de cette mesure. Il est de l'ordre de précision retrouvé dans la littérature. En plus, il faut se rappeler que la taille moyenne des particules de TiO_2 n'est

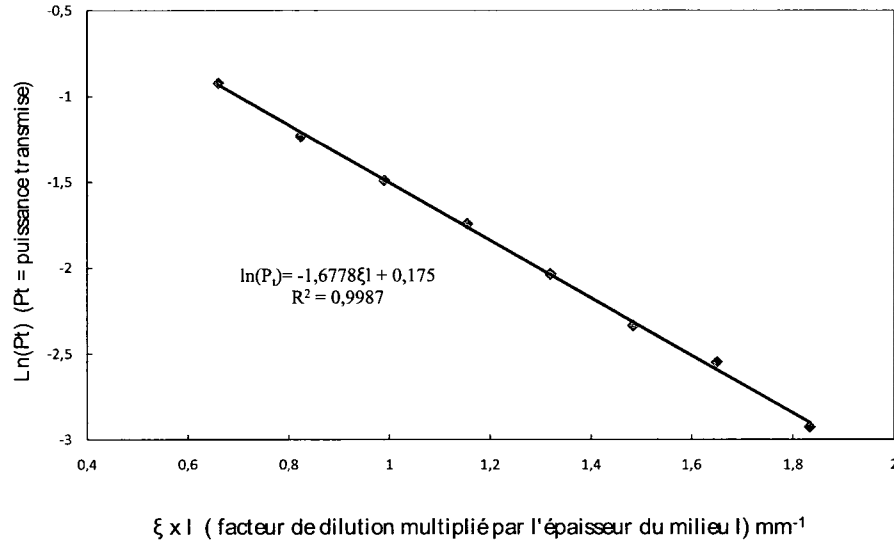


Figure 4.8 Graphique de $\ln(P_t)$ en fonction du facteur de dilution ξ fois l'épaisseur du milieu l pour une solution de TiO_2

pas unique et que la valeur $d = 0.41 \mu m$ est une valeur médiane. Les résultats sont donc très satisfaisants.

Il est intéressant, de remarquer que la valeur de μ_s mesurée est inférieure à celle prédite. Cela indiquerait que les puissances mesurées sont plus grandes que ce qui est attendu. Plusieurs sources peuvent contribuer à la puissance mesurée. Dans le cas actuel, il faut vérifier si c'est une contribution de la lumière diffusée. Cette dernière peut être évaluée grâce à un calcul disponible dans [Zaccanti *et al.*, 2003] présenté dans ce qui suit.

Évaluation de la contribution de la lumière diffusée

On sait que la puissance mesurée P_m est égale à

$$P_m = P_b + P_s, \quad (4.34)$$

où P_b est la lumière transmise qui n'a subi aucune interaction (lumière balistique) et P_s est la puissance qui correspond à la lumière diffusée. Pour la configuration utilisée (figure 4.1), les photons diffusés à l'intérieur d'un angle $\alpha = 0.018 \text{ mrad}$ pourraient être détectés. [Zaccanti *et al.*, 2003] indique que pour un chemin optique $\tau = \mu_s l$ modéré, la contribution de P_s est négligeable. Par contre, lorsque τ augmente, la contribution de P_s augmente jusqu'à devenir dominante. Pour un milieu très diffusant, la validité de mesures directes peut être évaluée sous les conditions suivantes :

1. L'épaisseur du milieu l est petite par rapport à la distance détecteur-milieu L
Dans ce cas-ci $\frac{l}{L} = 0.05$.
2. $P_b \ll P_0$
Dans ce cas-ci $0.00004 \leq \frac{P_{bmax}}{P_s} \leq 0.0003$ (calcul non détaillé).
3. Les photons sont diffusés, approximativement, de façon équiprobable dans toutes les directions.

Avec ces conditions respectées, le milieu agirait comme une source ponctuelle émettant une puissance P_0 (puissance incidente) et la contribution de P_s mesurée serait donnée par :

$$P_s \cong P_0 \frac{\alpha^2}{4}. \quad (4.35)$$

Dans ce cas-ci, $P_0 = 1.38 \text{ mW}$, donc

$$P_s = 1.1 \text{ } \mu\text{W}.$$

La plus petite valeur de P_m est $53.4 \text{ } \mu\text{W}$. La contribution des photons diffusés peut être considérée négligeable. La puissance supplémentaire qui aurait été détectée proviendrait probablement d'autres sources, comme les réflexions, ou autres bruits lumineux.

En conclusion, ces résultats valident la technique de mesures directes. Il a été possible de mesurer un coefficient de diffusion très proche de celui prédit par la théorie. En plus, la lumière mesurée est bel et bien une lumière balistique ce qui est très important dans le cadre de cette technique.

4.4.2 Mesures goniométriques

Des mesures d'intensités diffusées sont prises selon la procédure décrite précédemment. Le résultat présenté est celui de la mesure de la distribution de l'intensité mesurée en fonction de l'angle d'observation pour une solution de TiO_2 . Le graphique 4.9 présente cette distribution en fonction de l'angle d'observation. La diffusion est dirigée vers l'avant, de façon assez importante. Il est important de noter que l'angle d'observation, auquel la mesure est effectuée, ne correspond pas à l'angle de sortie de la lumière, à cause de la réfraction. La figure 4.10 montre la différence entre l'angle d'observation mesuré et l'angle de sortie. Toutefois, [Michels *et al.*, 2005] a montré que pour une cuvette d'épaisseur 0.5 mm avec une paroi de 0.1 mm , la correction de l'angle n'affecte pas la fonction de phase mesurée. En gardant en tête ces informations, les résultats de la série de mesures sur la

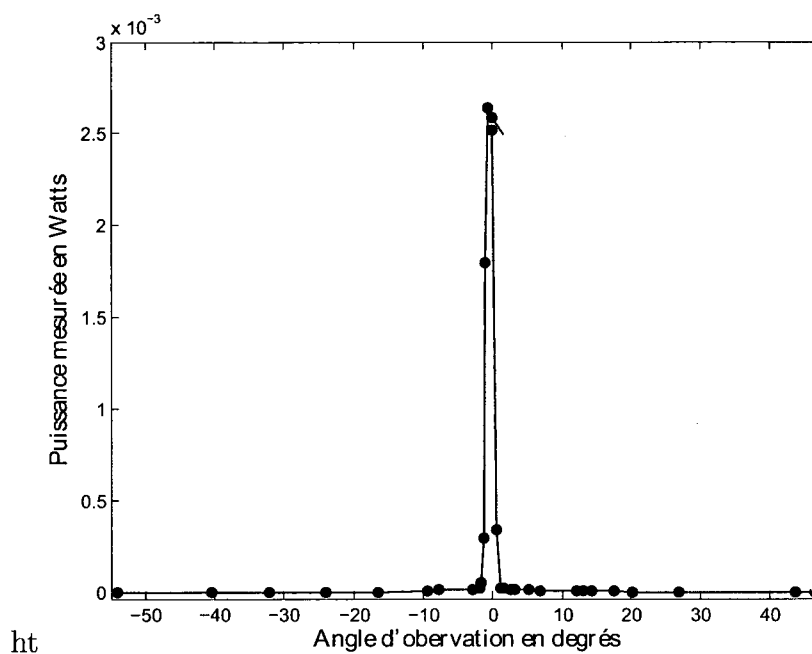


Figure 4.9 Graphique de la puissance diffusée mesurée en fonction de l'angle d'observation- pour une solution de TiO_2 .

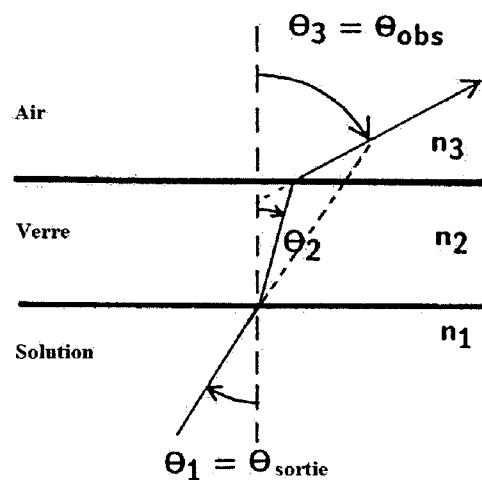


Figure 4.10 Différence entre l'angle de sortie de la lumière et l'angle d'observation.

solution de TiO_2 sont donnés dans ce qui suit. Quant au facteur d'anisotropie g , il est calculé selon l'équation 4.5 et on a :

$$g = 0.44.$$

Pour la prédiction g , seule la taille des particules compte. Pour des particules de diamètre $d = 0.41 \mu m$

$$g = 0.54.$$

L'écart entre la valeur trouvée et la valeur prédite est de 19%. On ne peut pas valider les mesures effectuées puisque l'effet de la réfraction n'a pas encore été mesuré. Toutefois, l'intérêt de ces essais est d'éclairer les choix pour le développement de cette méthode. Voici les principales caractéristiques et améliorations qui ressortent de cette série de mesures.

Caractéristiques du montage

La résolution des angles est faible et l'incrémentations n'est pas constante. Aussi, le bras est déplacé manuellement. En outre, afin de trouver l'angle d'observation, il a fallu marquer manuellement chaque position et puis mesurer l'angle d'observation, ce qui peut aussi introduire des écarts. Toutefois, l'écart reste raisonnable et des améliorations évidentes peuvent être faites telles que :

- L'automatisation du déplacement du bras qui :
 - permet de déterminer tout de suite l'angle d'observation ;
 - avoir des incrémentations régulières et plus petites et améliorer la résolution angulaire ;
 - éviter l'erreur humaine lors du positionnement du bras.
- L'utilisation d'un contenant hémisphérique permettra d'éliminer la réfraction lors de la sortie car l'angle d'observation sera le même que l'angle de sortie
- Utiliser un échantillon plus long pour prendre des mesures sur de plus grands angles

Technique indirecte

Application de l'algorithme sur des mesures simulées

L'algorithme d'optimisation est d'abord appliqué sur des mesures simulées volontairement bruitées. L'algorithme sera testé sur des courbes légèrement bruitées et très bruitées. La transmittance (équation 4.6) simulera les propriétés de l'Intralipid tirées de [Chen *et al.*, 2006]

$$\mu_a = 0.25 \text{ mm}^{-1},$$

$$\mu'_s = 15.36 \text{ mm}^{-1},$$

$$g = 0.4.$$

Donc, les valeurs utilisées pour générer la transmittance dépendante du temps selon le modèle de Patterson *et al.* [Patterson *et al.*, 1989] sont : $\mu'_s = 15.36 \text{ mm}^{-1}$, $\mu_a = 0.25 \text{ mm}^{-1}$ avec $\lambda = 780 \text{ nm}$, $n_{reel} = 1.35595$, $d = 21.15 \text{ mm}^{-1}$ (l'épaisseur du milieu) et un intervalle de temps allant de $t = 0$ à 400 ps . La figure 4.11 montre une courbe de mesures simulées peu bruitées (bruit blanc gaussien d'une amplitude de 0.2) et la courbe de la figure 4.12 présente des mesures simulées très bruitées (bruit blanc gaussien d'une amplitude de 2).

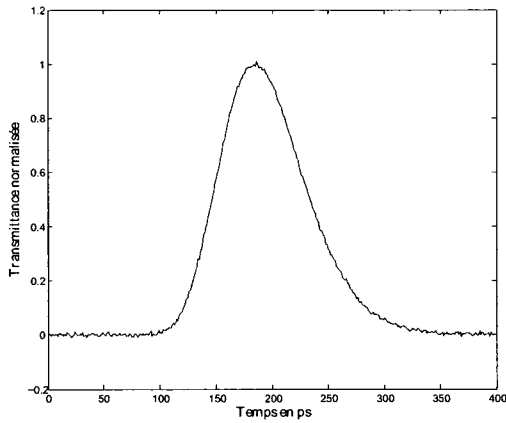


Figure 4.11 Courbe de transmittance simulée pour $\mu_a = 0.25 \text{ mm}^{-1}$ et $\mu'_s = 15.39 \text{ mm}^{-1}$. Un bruit blanc d'amplitude 0.2 a été ajouté à la courbe simulée.

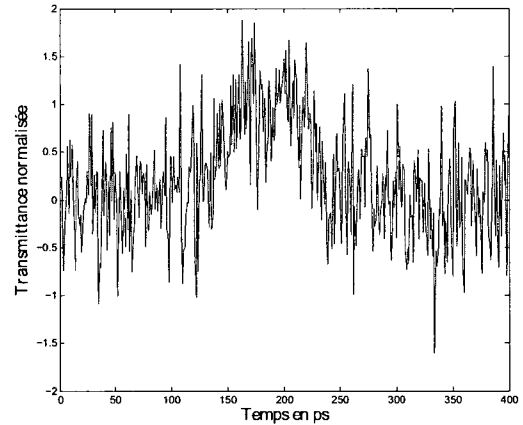


Figure 4.12 Courbe de transmittance simulée pour $\mu_a = 0.25 \text{ mm}^{-1}$ et $\mu'_s = 15.39 \text{ mm}^{-1}$. Un bruit blanc d'amplitude 2 a été ajouté à la courbe simulée.

Résultats de l'optimisation

L'optimisation a été effectuée pour différentes valeurs initiales de μ'_{s-ini} ou de g_{ini} . Pour la courbe peu bruitée, l'algorithme est fonctionnel pour des valeurs initiales qui peuvent aller jusqu'à

$$\mu_{a-ini} = 0.3 \times \mu_a, \quad (4.36)$$

$$\mu'_{s-ini} = 0.3 \times \mu'_s. \quad (4.37)$$

La figure 4.13, présente les résultats de cette optimisation. Les valeurs optimales trouvées par l'algorithme sont :

$$\mu_{a-opt} = 0.25 \text{ mm}^{-1},$$

$$\mu'_{s-opt} = 15.36 \text{ mm}^{-1}.$$

Ces résultats indiquent que l'optimisation est réussie, et ce, avec des valeurs initiales éloignées de 70% des valeurs recherchées. Sachant que le choix des milieux est fait en fonction de la capacité d'en prédire les propriétés, cette méthode peut certainement être utilisée pour caractériser ces milieux. Le deuxième test sur des mesures bruitées a démontré que l'algorithme convergeait (figure 4.14), mais à l'intérieur d'un certain intervalle. Ce résultat est prévisible puisque plusieurs courbes peuvent correspondre à la courbe des mesures simulées, et ce, à cause du bruit. Toutefois, l'algorithme est bien fonctionnel. La première étape de l'implantation de la technique de mesure indirecte est validée.

Application de l'algorithme sur des mesures réelles

Solution d'Intralipid

Tel que mentionné dans le premier chapitre, l'Intralipid est une solution lipidique couramment utilisée comme la composante diffusante d'un fantôme ou simplement comme fantôme. Plusieurs caractérisations de ses propriétés diffusantes et absorbantes ont été effectuées pour des solutions de différentes concentrations [Chen *et al.*, 2006; Martelli et Zaccanti, 2007; van Staveren *et al.*, 1991]. L'algorithme est appliqué à une solution non diluée d'Intralipid 20%. La figure 4.15 présente le résultat de l'optimisation. L'algorithme

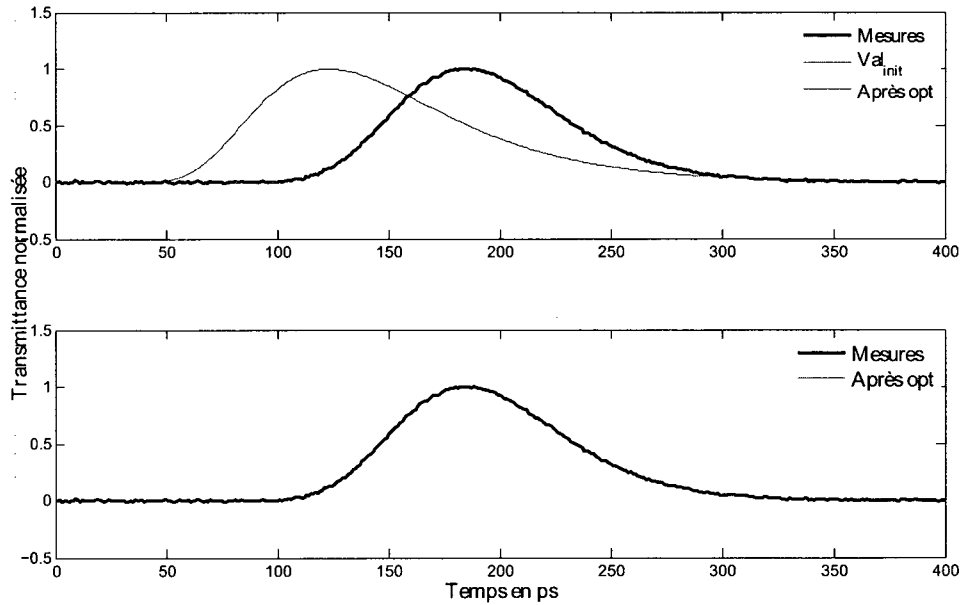


Figure 4.13 Résultat de l'optimisation pour des valeurs initiales $\mu_{a-ini} = 0.3 \times \mu_a$ et $\mu'_{s-ini} = 0.3 \times \mu'_s$, pour la courbe peu bruitée.

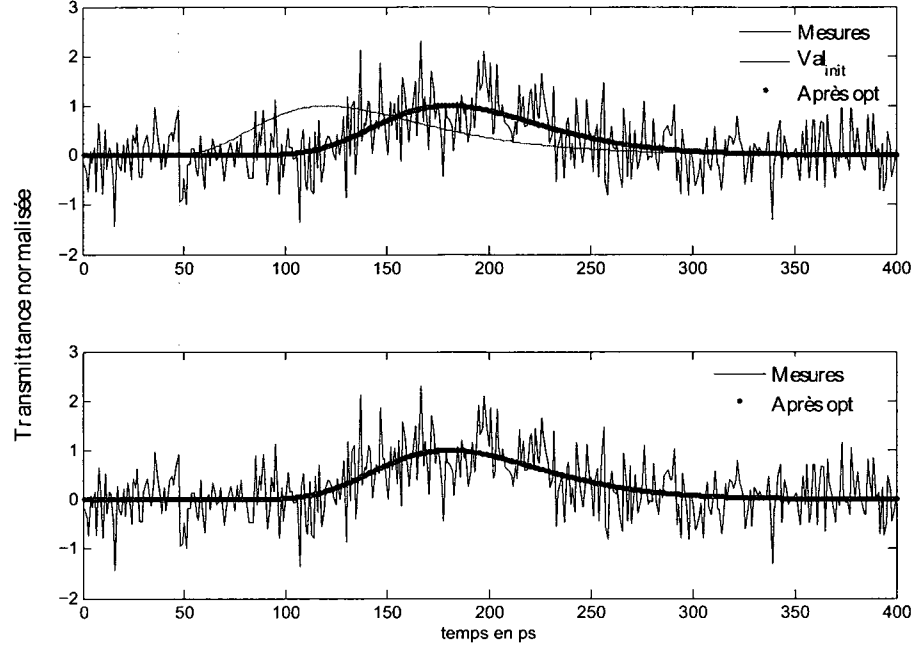


Figure 4.14 Résultat de l'optimisation pour des valeurs initiales $\mu_{a-ini} = 0.3 \times \mu_a$ et $\mu'_{s-ini} = 0.3 \times \mu'_s$, pour la courbe très bruitée.

converge et avec des valeurs initiales de $\mu_{a-ini} = 0.002 \text{ mm}^{-1}$ et $\mu'_{s-ini} = 20 \text{ mm}^{-1}$, les résultats obtenus sont les suivants :

$$\mu_{a-opt} = 0.023 \text{ mm}^{-1} \quad (4.38)$$

$$\mu'_{s-opt} = 29.76 \text{ mm}^{-1} \quad (4.39)$$

On peut remarquer la présence d'un certain niveau de bruit sur la courbe des mesures. Ceci implique que d'autres valeurs optimales auraient pu être générées. Il faut donc considérer les valeurs obtenues avec prudence. Toutefois, si l'on compare ces valeurs à celles rapportées dans la littérature pour une solution non diluée d'Intralipid, on a que $\mu_a = 0.25 \text{ mm}^{-1}$ et $\mu'_s = 15.39 \text{ mm}^{-1}$ selon [Chen *et al.*, 2006]. Une autre référence, celle de [Martelli et Zaccanti, 2007], donne une absorption beaucoup plus faible, plus proche de celle de l'eau 0.00225 mm^{-1} , mais avec une erreur de plus de 50% et un $\mu'_s = 20.3 \text{ mm}^{-1}$, et ce, à une longueur d'onde de $\lambda = 750 \text{ nm}$. Ces valeurs sont du même ordre de grandeur. De façon générale, les données dans la littérature varient légèrement les unes des autres pour les mêmes concentrations. Les résultats obtenus peuvent être validés avec assurance.

Une remarque est à faire quant à la présence du bruit. Bien qu'assez faible, ce bruit n'était pas présent sur la courbe de mesures brutes (figure 4.16). Il faudrait s'attarder au processus de débruitage et de déconvolution si la question devait s'aggraver. Toutefois, plus loin, il

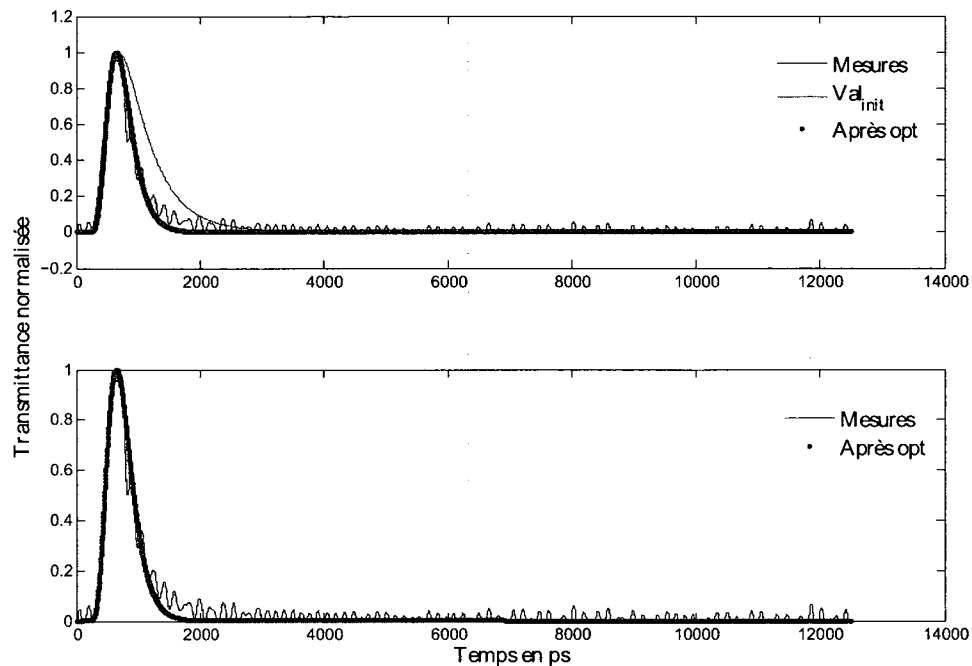


Figure 4.15 Résultat de l'optimisation pour des mesures réelles pour une solution d'Intralipid 20% contenue dans une cuvette de 21.15 *mm* d'épaisseur.

sera montré que ce problème ne se présente pas. En résumé, ces données confirment la validité de la méthode. Bien que l'algorithme soit sensible à la présence de bruit, à la vue de ces résultats, il est permis de valider cette méthode pour les besoins en caractérisation.

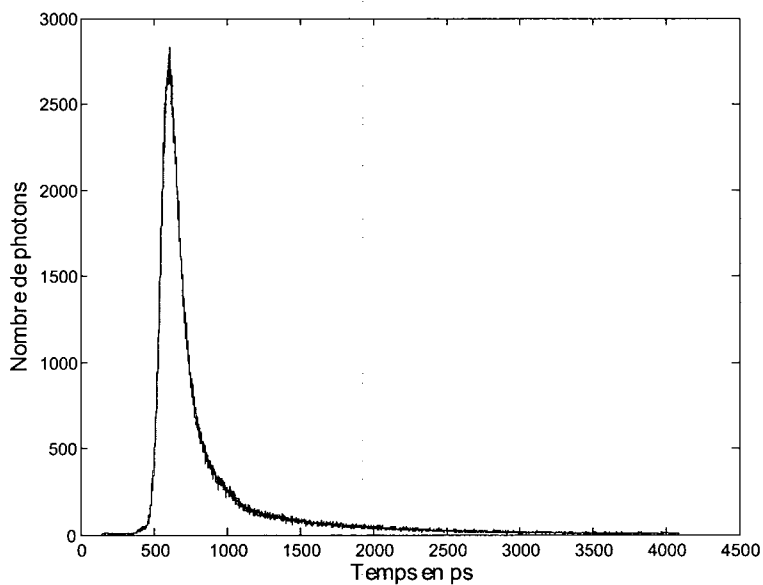


Figure 4.16 Courbe transmise mesurée pour une solution d'Intralipid 20% contenue dans une cuvette de 21.15 *mm* d'épaisseur.

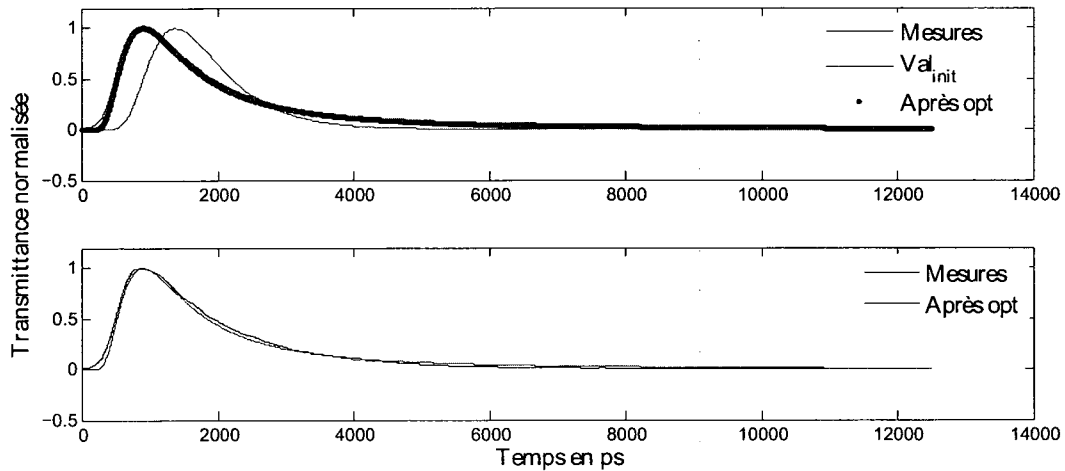


Figure 4.17 Résultat de l'optimisation, non contrainte, pour des mesures réelles sur une tranche de fantôme de 20 mm d'épaisseur.

Échantillon de fantômes

L'algorithme a ensuite été appliqué sur des échantillons de fantômes à base de résine polyester et de TiO_2 . La figure 4.17 présente le résultat de l'optimisation. Les résultats obtenus sont des résultats préliminaires. La tendance à l'agglomération du TiO_2 utilisé rend plus délicate l'exploitation des résultats puisque la prédiction théorique est compromise. Les mesures sont bien sûr toutes effectuées sur des échantillons sous forme de tranche afin

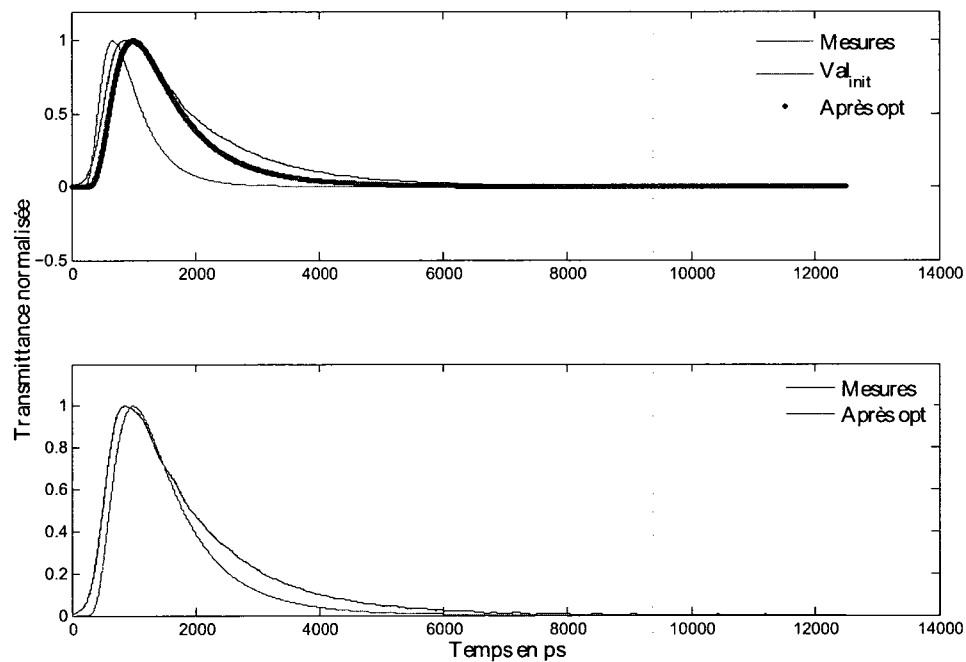


Figure 4.18 Résultat de l'optimisation, contrainte, pour des mesures réelles sur une tranche de fantôme de 20 mm d'épaisseur.

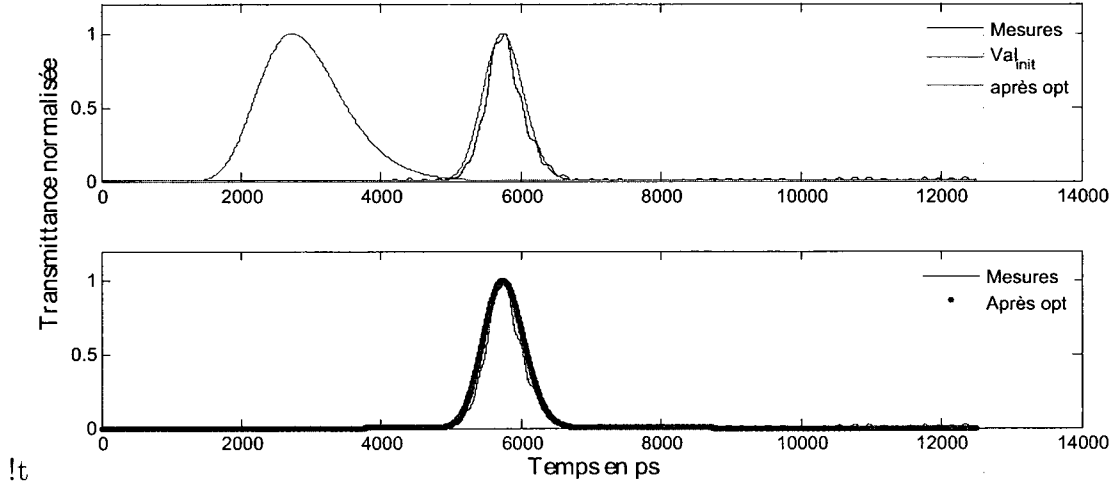


Figure 4.19 Résultat de l'optimisation de mesures réelles sur une tranche de fantôme de quelques mm d'épaisseur (fantôme de souris).

de respecter les contraintes du modèle de [Patterson *et al.*, 1989]. D'abord, on présente le résultat obtenu pour un fantôme rectangulaire de 2 cm puis on discutera de la caractérisation d'un fantôme de souris fabriqué. À première vue, ce résultat est satisfaisant. L'analyse des valeurs optimales obtenues indique, néanmoins, que pour une telle courbe le coefficient d'absorption est quasi nul et négatif, ce qui ne peut être le cas. Lorsque l'optimisation est contrainte, *i.e.* que des bornes sont imposées pour ne pas avoir de valeurs négatives, la meilleure courbe présentée à la figure 4.18 correspond à celle où μ_a est nul et à un $\mu'_s = 27.23 \text{ mm}^{-1}$. Il ne semble donc pas y avoir une courbe théorique qui épouse celle des résultats. Bien qu'on soit en droit de s'interroger sur la validité de l'optimisation, cette dernière ne peut être mise en cause. L'algorithme a été validé sur des mesures simulées et sur la solution d'Intralipid. Le modèle utilisé reflète-t-il ce qui se passe dans le fantôme ? La possibilité d'une agglomération de particules de TiO_2 peut-elle perturber le modèle ? Sans prétendre répondre à ces questions, l'auteure suggère d'introduire un autre agent diffusant lorsque les moyens le permettront. La figure 4.19 représente le résultat de l'optimisation pour les tests effectués sur le fantôme de souris. La tranche analysée provient de la même préparation que celle dudit fantôme. On peut déjà remarquer en regardant la courbe des mesures, que celle-ci semble déraisonnablement décalée. Ceci indique que μ'_s risque d'être très élevé. L'optimisation donne un coefficient de l'ordre de dizaines de milliers. Dans ce cas-ci, il y a bien une courbe théorique, mais on ne peut affirmer qu'elle modélise justement ce qui se passe dans la tranche. La même problématique que pour l'échantillon précédent se présente. Dans ce cas-ci, la fine épaisseur pourrait aussi être mise en cause. Une autre solution serait de tester d'autres modèles théoriques, par exemple, comparer les mesures à une simulation Monte Carlo. Sachant que la validité de la deuxième technique a été

démontrée à plusieurs niveaux et considérant que ce travail de recherche doit trouver un équilibre entre son apport pédagogique, pratique pour le laboratoire et être réalisable dans les délais d'une maîtrise, ces développements sont suggérés pour les travaux futurs.

4.5 Conclusion

Ce chapitre clôt la partie caractérisation des fantômes développés dans ce projet. L'objectif d'établir un protocole et un choix de méthodes de caractérisation est atteint. Les contributions à citer sont :

- l'implantation d'un protocole de caractérisation qui tient compte des milieux choisis et leurs contraintes ;
- l'implantation d'une technique de caractérisation directe pour les agents absorbants et diffusants ;
- le développement d'un algorithme d'optimisation pour une méthode indirecte pour la caractérisation de milieux absorbants et diffusants ;
- l'étude approfondie d'une méthode goniométrique complémentaire ; il est ainsi possible de contrôler les propriétés optiques des milieux fabriqués.

Les perspectives envisageables sont :

1. combiné à un choix d'agent diffusant, consolider la technique de caractérisation indirecte ;
2. implantation complète de la méthode goniométrique ;
3. utilisation de la méthode de calcul Monte Carlo pour des prédictions pour la validation de mesures effectuées sur des souris ;
4. élargir l'utilisation des techniques à d'autres milieux (tissus biologiques).

Finalement, une recherche sur un plan théorique pour approfondir les connaissances et la compréhension de l'interaction de la lumière avec les milieux diffusants reste une voie pleine de défis qui permettra certainement d'enrichir de tels projets et de les rendre encore plus passionnants.

CHAPITRE 5

Discussion

5.1 Fabrication

Dans le cadre de ce travail, ce volet a permis d'établir des protocoles de fabrication de fantômes solides à base de résine polyester et d'époxy. Ainsi, des fantômes solides, absorbants et diffusants de formes simples (tranches, hémisphères) à complexes (forme de souris) peuvent être aisément fabriqués. Les agents absorbants et diffusants utilisés sont l'encre de Chine et le dioxyde de titane respectivement. Tel que mentionné dans la revue de littérature (chapitre 1), d'autres groupes ont aussi fabriqué des fantômes solides à base de résines et ayant différentes formes. Toutefois, il a été réalisé très vite au cours des travaux que le développement d'un protocole propre au laboratoire était nécessaire. Pour s'adapter aux moyens disponibles et aux problématiques rencontrées, des techniques de fabrication spécifiques ont dû être développées.

Une problématique importante, rencontrée lors de la fabrication, est la formation de bulles d'air ou d'autres gaz lors du mélange de la résine et de son durcisseur. À la connaissance de l'auteure, cette problématique n'est pas soulevée systématiquement dans la littérature, et lorsqu'elle l'est, elle est résolue à l'aide de cloche à vide. Dans le cadre de ces travaux, la cloche n'a pas permis d'obtenir des résultats satisfaisants. Il était important d'être le plus sûr possible de l'extraction des bulles puisque lorsque l'agent diffusant est ajouté, le milieu devient opaque et il n'est plus possible d'évaluer à l'oeil nu si des bulles sont présentes. La solution trouvée consiste en l'ajout d'éthanol lors des mélanges. Cette solution n'avait pas été mentionnée auparavant, elle est donc une solution innovatrice, mais elle ne fonctionne bien qu'avec la résine polyester. Pour valider cette méthode, plusieurs échantillons transparents ont été fabriqués, avec des formes rectangulaires et de souris. Ces derniers étaient exempts de bulles. Cette méthode a permis ainsi d'élaborer un protocole assez robuste de fabrication de fantômes. Toutefois, elle a certaines limites qu'il est important de connaître pour mieux les dépasser. Une première remarque est que l'effet exact de l'éthanol sur la résine (absorption, texture) n'a pas été étudié. Une approche empirique a permis d'établir que le ratio éthanol/résine à ne pas dépasser pour les volumes utilisés est de 2/3. Il serait donc intéressant de mieux comprendre l'interaction en question pour pouvoir mieux l'exploiter. Une autre contrainte de la méthode est que les agents absorbants et diffusants

doivent eux aussi ne pas réagir à l'éthanol. Pour ces travaux, ceci n'est pas un réel problème, car les agents en question ont l'éthanol comme solvant. Finalement, à long terme, la résine polyester semble changer de couleur, ceci ne signifie pas nécessairement que ses propriétés optiques ont changé, mais il faut garder en tête que les propriétés des fantômes peuvent varier à long terme et il est donc important de les caractériser à nouveau après de longues périodes (plusieurs mois). Ainsi, le protocole établi pour la résine polyester permet la réalisation de fantômes solides, de différentes formes, usinables et avec une homogénéité contrôlable. Un protocole pour fabriquer des fantômes avec de la résine d'époxy a aussi été réalisé. Cette résine ne supporte pas l'éthanol en grande quantité, elle ne peut donc être dégazéifiée à l'aide de la méthode précédente. On ne peut donc qu'exploiter sa propriété d'autodégazéification. Cette propriété n'est efficace que pour de minces épaisseurs (1 ou 2 *cm*). La résine a une dureté très intéressante et sa couleur ne déteignait pas après plusieurs mois. De plus, puisque le laboratoire en possédait une grande quantité, il était intéressant de l'exploiter. Elle a été utilisée pour la fabrication de fantômes de minces épaisseurs et de simples formes (hémisphères) et un protocole a été développé en ce sens.

Une autre problématique importante concerne l'agent diffusant choisi le TiO_2 . Une étude granulométrique a montré que ce dernier avait tendance à former d'importants agglomérats à l'instant même de sa dissolution dans une solution. Des images microscopiques ont aussi montré des agglomérats qui semblaient insécables. La prédiction théorique est un élément important dans le cas de la fabrication de fantômes. Pour les propriétés de diffusion, c'est la taille des particules et leur concentration qui servent à la prédiction. Ce problème n'a pas été, à la connaissance de l'auteure, soulevé par d'autres groupes. L'utilisation d'un bain à ultrasons a souvent été mentionnée, mais simplement à des fins d'homogénéisation des mélanges. L'utilisation d'une puissante sonde à ultrasons avant l'analyse granulométrique en plus de l'ajout d'un surfactant n'ont pas été efficaces. Pour remédier à cela, lors du développement de la méthode de caractérisation directe (chapitre 1), on a démontré que pour de très faibles concentrations, cette problématique était évitable. Mais pour la fabrication de fantômes très diffusants, la situation est plus délicate. Néanmoins, l'intégration de la solution de TiO_2 à une solution visqueuse comme la résine devrait réduire la tendance de ce dernier à s'agglomérer. La difficulté en présence est que la prédiction théorique ne pouvant être exploitée avec tranquillité, il faut alors se fier aux méthodes de caractérisation. Si les moyens le permettent, l'utilisation d'autres agents, par exemple, des sphères de silice ou de polystyrène, serait une solution intéressante, mais qui n'a pas encore été testée faute de moyens.

Pour ce qui est des propriétés mécaniques, telles que la dureté et l'usinabilité, les fantômes à base des deux résines ont le comportement attendu. Comme pour la majorité des groupes,

cet aspect ne présentait pas de problème. Une différence apparaît au niveau de l'intégration d'inhomogénéités. Dans le cadre de ce travail, c'est en perçant des trous dans le fantôme que des inhomogénéités peuvent y être insérées. D'autres groupes intègrent les inhomogénéités pendant la fabrication. Sachant que l'option choisie ne lèse pas la fabrication et considérant que le travail doit être enrichissant pédagogiquement tout en étant réalisable dans les délais d'une maîtrise, le choix est fait de ne garder que la première option pour le moment. Avec le protocole actuel, cette étape est néanmoins simple à ajouter. Finalement, les problématiques rencontrées ont été soit réglées pour la plupart, ou tout au moins, bien comprises pour être contournées. On peut dire que l'expertise de fabrication de fantômes est bien implantée au laboratoire.

5.2 Caractérisation

Pour le volet caractérisation, deux méthodes (directe et indirecte) ont été implantées et les bases d'une troisième méthode ont été étudiées en vue d'une intégration future. Les résultats de chaque méthode sont brièvement présentés. Leur validité ainsi que celle des montages expérimentaux sont discutées. Lorsque possible, une comparaison avec résultats obtenus par d'autres groupes est effectuée. Finalement, les avantages et points à améliorer seront amenés.

5.2.1 Méthode directe

La méthode directe s'intègre dans tout ce processus à l'étape de la caractérisation des agents absorbants et diffusants, *i.e.* les solutions d'encre de Chine et de TiO_2 , séparément.

Validité des résultats

Afin de valider les résultats obtenus, ces derniers sont comparés à des prédictions théoriques ou à des mesures obtenues par spectrophotométrie. Ainsi, le coefficient d'absorption intrinsèque de la solution d'encre de Chine, obtenu par la méthode directe, est de 0.62 mm^{-1} tandis que celui obtenu par spectrophotométrie est de 0.70 mm^{-1} . L'écart entre ces deux valeurs est de 13%. Quant au coefficient de diffusion, il est comparé à celui calculé théoriquement par la théorie de Mie. On a alors pour le résultat expérimental $\mu_s = 1.7 \text{ mm}^{-1}$ et $\mu_s = 1.9 \text{ mm}^{-1}$ pour la prédiction théorique. Cet écart est acceptable, car pour les méthodes de caractérisation en général, la précision est autour de 10%. Un point intéressant à relever est le fait que le μ_a des mesures directes soit inférieur à celui du spectrophotomètre. Ceci implique que plus de signal a été mesuré. De la même manière, le μ_s mesuré est plus

faible que celui prédit. Encore une fois, un signal plus important que celui qui est prédit est mesuré. De plus, les mesures ont été effectuées dans des cuvettes. Pour les mesures directes, cet effet n'a pas été pris en compte. On se serait donc attendu à des puissances plus faibles. Bien que ces mesures aient été prises pour plusieurs concentrations de solutions et que le comportement des résultats soit tel que prévu (excellente corrélation avec la loi de Beer-Lambert), il y a peut-être une atténuation systématique du signal à l'intérieur du parcours. Toutefois, un grand soin a été porté lors de la prise de mesures pour que les échantillons soient disposés de la même façon, ce qui aurait quand même permis, malgré cette éventuelle erreur systématique, d'avoir des résultats satisfaisants. Il serait intéressant d'observer ce comportement pour les prochaines caractérisations. Toutefois, les écarts restent très acceptables.

Pour ce qui est des tests effectués sur les échantillons de résines, les valeurs des mesures directes et celles du spectrophomètre sont du même ordre de grandeur, mais sont éloignées d'un facteur quatre (chapitre 3). Cet écart peut s'expliquer par le fait que pour les mesures du spectrophotomètre, la résine a dû être coulée dans des cuvettes. Alors que les mesures directes étaient réalisées sur des tranches de résine. De plus, ce n'était pas les mêmes préparations de résine qui ont été caractérisées. Ce résultat souligne surtout l'importance de mesurer l'absorption des résines pour chaque utilisation. Un autre élément relevé sur les données du spectrophotomètre est la saturation de la mesure entre les longueurs d'onde de $\approx 300\text{ nm}$ à 400 nm . Les données redevenaient normales après cet intervalle. Puisque la longueur d'onde utilisée dans le cadre de ces travaux est de 780 nm , ceci ne représente pas un problème.

Validité du montage expérimental

Un élément important à évaluer pour le montage est la capacité de discriminer les photons diffusés. À cet effet, un calcul (chapitre 4) qui prend en compte la distance entre l'échantillon et le détecteur, l'ouverture des «pinholes» et la concentration des diffusants a permis d'établir que seul $1.1\text{ }\mu W$ de la puissance mesurée correspondrait à une intensité diffusée. Sachant que la plus petite puissance mesurée est de $53.4\text{ }\mu W$, la valeur de la puissance diffusée mesurée ne représente pas plus de 2.1%. On peut dire alors que la discrimination des photons s'effectue correctement. Quant à la condition d'avoir un régime de diffusion simple, le rapprochement entre la prédiction théorique et la valeur expérimentale est un bon indicateur du respect de cette condition. Autrement, il n'aurait pas été possible d'utiliser la loi de Beer-Lambert pour extraire μ_s . Ce résultat démontre aussi que la problématique d'agglomération du TiO_2 a pu être contournée pour une si faible concentration.

Précision de la méthode et comparaison à d'autres groupes

Bien que de façon générale, la littérature présente des méthodes où la précision est de l'ordre de 10%, il serait important de réussir à aller en deçà de cette valeur. Aussi, certains groupes comme celui de [Martelli et Zaccanti, 2007] sont parvenus, à l'aide de mesures CW, à mesurer un μ_a et un μ_s simultanément et avec une précision en deçà de 2% pour le μ_s , mais de 50% pour le μ_a . Cependant, leur méthode n'est pas tout à fait similaire. Le groupe a utilisé une solution de l'AD, avec des dispositions expérimentales impliquant des fibres optiques. Si l'utilisation de la méthode directe devait s'étendre à d'autres milieux, tels que les tissus biologiques, l'approche de [Martelli et Zaccanti, 2007] pourrait être intéressante.

Avantages et améliorations possibles

Dans l'ensemble, les résultats sont satisfaisants et répondent aux besoins du projet. L'intérêt de cette méthode réside dans sa simplicité qui ne compromet pas sa fiabilité. La loi de Beer-Lambert est facile à utiliser pour retrouver les coefficients d'intérêt, ce qui n'est pas toujours possible lorsqu'on a recours aux modèles de propagation de la lumière dans les tissus biologiques. De plus, seules des mesures en puissance sont nécessaires. Pour la réalisation de fantômes, cette méthode sert à l'étape de la caractérisation des solutions d'agents absorbants et diffusants respectivement. Cet aspect est important pour aider à contrôler les dosages des agents absorbants et diffusants nécessaires pour atteindre les coefficients souhaités. Une difficulté réside dans la contrainte expérimentale de régime de diffusion simple. Cette condition peut être difficile à respecter lorsqu'il s'agit d'utiliser la méthode pour des milieux très diffusants, par exemple, pour les tissus biologiques, l'épaisseur devrait être de l'ordre du μm . Dans le cas actuel, cette méthode n'est pas développée pour cet exercice et de par sa simplicité, elle reste un bon choix et une méthode utile pour son rôle dans le projet.

En résumé, la méthode sert bien le projet. Elle est simple et correcte par rapport à ce qui se fait dans le domaine. Elle n'est pas innovatrice, mais elle est néanmoins adaptée aux ressources du laboratoire. Elle peut être améliorée au niveau de la précision, ainsi qu'au niveau de la pérennité du montage. Aussi, certains éléments relevés précédemment, comme celui de la mesure d'une intensité plus importante, pourraient être investigués de plus près.

5.2.2 Méthode indirecte

La méthode indirecte est une méthode basée sur des mesures résolues en temps. À l'aide d'un algorithme d'optimisation, elle a servi à extraire les paramètres μ_a et μ'_s en même

temps sur un échantillon diffusant et absorbant. Pour l'implantation de cette dernière, une première validation des résultats a été effectuée en testant l'algorithme sur des données simulées. Pour la deuxième partie de la validation, la méthode est testée sur une solution d'Intralipid disposée dans une cuvette rectangulaire. Des tests ont aussi été effectués sur des tranches qui ont servi à des fantômes de souris ou simplement des fantômes rectangulaires. Ces résultats sont discutés quant à leur validité ainsi qu'à celle du montage expérimental. Une discussion des avantages et améliorations possibles est présentée.

Validité des résultats

L'algorithme a d'abord été testé sur des courbes simulées selon le modèle de PCW [Patterson *et al.*, 1989]. Deux courbes ont été générées et du bruit blanc de différentes amplitudes y a été ajouté. Pour la première courbe simulée avec un bruit d'amplitude de 0.2, l'algorithme a convergé et a permis de retrouver les valeurs recherchées avec des données initiales éloignées de 70%. Ce résultat valide l'algorithme de façon satisfaisante. Un deuxième essai effectué sur une courbe avec un bruit blanc d'une amplitude de 2, a démontré que l'algorithme convergeait, mais pour plusieurs valeurs de μ_a et μ'_s . Ceci est normal puisqu'avec un tel niveau de bruit, plusieurs courbes pouvaient correspondre aux mesures. L'amplitude choisie pour le bruit est très élevée. Une telle amplitude avait été choisie, car initialement, suite à une opération de déconvolution un bruit important pouvait apparaître sur les courbes. Néanmoins, les derniers résultats, ne présentent plus ce problème. Puisqu'il a été étudié, ce résultat est tout de même présenté, certains pourraient en bénéficier. Par contre, il est vrai que le bruit photonique suivrait plutôt une distribution de Poisson et il aurait été judicieux d'utiliser cette distribution aussi sur les courbes simulées. Toutefois, on peut rappeler que les courbes sur lesquelles est appliqué l'algorithme sont débruitées. La première partie de l'implantation de la méthode est donc satisfaite.

L'algorithme a ensuite été testé sur une solution non diluée d'Intralipid 20%, les valeurs optimales obtenues sont $\mu_a = 0.023 \text{ mm}^{-1}$ et $\mu'_s = 29.76 \text{ mm}^{-1}$. Ces résultats peuvent être comparés aux différentes données disponibles dans la littérature. L'Intralipid est beaucoup utilisé, mais on retrouve des valeurs à des concentrations et des longueurs d'onde qui ne coïncident pas toutes avec les données utilisées pour ce projet. Deux principales références sont utilisées ; celle de [Chen *et al.*, 2006] et celle de [Martelli et Zaccanti, 2007]. La première donne $\mu_a = 0.25 \text{ mm}^{-1}$ et $\mu'_s = 15.36 \text{ mm}^{-1}$, avec $\lambda = 780 \text{ nm}$. La deuxième présente un coefficient $\mu_a = 0.00225 \text{ mm}^{-1}$, qui est beaucoup plus proche de celui de l'eau, mais avec une erreur de plus de 50% et un coefficient $\mu'_s = 20.3 \text{ mm}^{-1}$, avec une erreur inférieure à 2%, et ce, à une longueur d'onde de $\lambda = 750 \text{ nm}$. Les valeurs obtenues avec l'algorithme d'optimisation sont du même ordre de grandeur. On se serait attendu à un coefficient

d'absorption plus faible, donc plus proche de celui des lipides en général. Toutefois, on remarque tout de même la présence d'un léger bruit sur les mesures débruitées, d'autres courbes légèrement plus larges auraient pu aussi correspondre, mais l'algorithme générerait systématiquement la même courbe. Une amélioration de la robustesse de ce dernier est envisageable. Des tests empiriques ont montré que des courbes légèrement plus larges donnent un μ_a beaucoup plus faible (de l'ordre de 0.002 mm^{-1}) et un μ'_s légèrement plus faible (de l'ordre 17 mm^{-1}). À la lumière de ces comparaisons, on peut dire que la deuxième partie de l'implantation est validée.

Application à des échantillons solides

Pour l'échantillon du fantôme solide, la meilleure courbe, avec une optimisation contrainte (figure 4.18), a donné un coefficient d'absorption nul. Quant à l'échantillon du fantôme de souris, la courbe obtenue correspond à celle d'une diffusion démesurément élevée. Dans les deux cas, des courbes théoriques, qui épousaient celles des données expérimentales ont été trouvées. Néanmoins, les valeurs des coefficients soulèvent des doutes. L'auteure ne s'explique pas avec certitude ce qui s'est produit, mais certaines pistes pourraient être explorées dans l'avenir si les moyens le permettent.

Une explication plausible, serait que le modèle théorique utilisé ne soit pas la juste description de ce qui s'est produit dans les fantômes. Il est difficile de ne pas penser à la problématique d'agglomération du dioxyde de titane. Avec une telle caractéristique, les prédictions théoriques ne peuvent plus se faire et le comportement est imprévisible. Néanmoins, pour fabriquer des fantômes avec une faible diffusion, on a vu, lors de l'implantation de la méthode directe, que ce problème pouvait être déjoué. Par contre, pour des fantômes très diffusants, l'étape de caractérisation devient plus délicate. Une solution plus drastique est de changer d'agent. Le processus d'optimisation aurait pu être mis en cause si aucune courbe n'avait été trouvée, mais ce n'est pas le cas.

Validité du montage expérimental

Au niveau des mesures, un élément important à surveiller est le rapport signal sur bruit. Dans le cas des mesures effectuées, la figure 4.16 montre une courbe de mesures non débruitée. On peut voir clairement que le bruit n'est pas significatif. Une autre contrainte expérimentale provient du modèle théorique utilisé. Il faut alors que les échantillons soient suffisamment diffusants ce qui est de toute évidence le cas pour l'Intralipid et les échantillons solides.

Avantages et améliorations possibles

L'implantation de la méthode de caractérisation d'un milieu absorbant et diffusant est partiellement validée. Bien que cette technique ait été validée à deux niveaux différents (sur des données simulées et pour un fantôme liquide), par souci de rigueur, l'auteure ne peut se permettre d'affirmer qu'elle l'est pour des échantillons qui utilisent de grandes concentrations du TiO_2 du laboratoire. D'autres auteurs ont utilisé cet agent, sans pour autant rencontrer cette problématique. Peut-être y a-t-il eu un problème au niveau de l'entreposage ou du type de TiO_2 choisi. Des investigations peuvent être effectuées au niveau d'autres milieux diffusants. Une autre amélioration possible est la quantification du rapport minimal, entre l'épaisseur et la largeur, pour que la condition de milieu semi-infini soit respectée. Les autres techniques de mesures indirectes présentées dans la littérature et qui se basent sur les mêmes mesures utilisent aussi des simulations Monte-Carlo pour comparer leurs résultats. Ce pourrait être un outil utile.

La principale contribution de cette méthode est pour le laboratoire. Une bonne expertise est acquise pour la caractérisation de milieux absorbants et diffusants et une méthode fonctionnelle pour leur caractérisation est implantée.

5.2.3 Mesures goniométriques

Une étude détaillée de la littérature a permis de faire une intégration préliminaire d'une telle méthode. D'abord, un lien est fait entre les notions théoriques et les mesures expérimentales à faire. Plusieurs groupes ont intégré des mesures goniométriques à leur techniques [Choukeife, 1999; Firbank, 1994b] en utilisant la même approche que celle choisie. Les résultats préliminaires obtenus, dans le cadre de ce travail, pour la mesure du facteur d'anisotropie, sont encourageants. La mesure est en adéquation avec les prédictions théoriques. Bien sûr, d'autres mesures doivent être effectuées pour vérifier la reproductibilité des résultats. Néanmoins, avant de procéder à de nouveaux tests, des améliorations du montage optimiseraient de façon significative la prise de mesure. Par exemple, la mesure des angles de sortie des rayons (mesure de l'angle entre le détecteur et l'axe d'incidence du laser sur l'échantillon) se fait en ce moment de façon assez acrobatique sur le plan géométrique, à cause de la forme de la table rotative. Une automatisation du bras du montage accompagnée et un contrôle des incréments seraient utiles. Aussi, les mesures effectuées, à ce stade-ci, ne prennent pas en compte l'effet de la réfraction sur les angles de sortie des rayons diffusés. Ceci dit, dans les conditions expérimentales de ce travail et en se basant sur [Michels *et al.*, 2005], cette correction n'est pas significative. Elle devra être prise en compte si d'autres changements sont apportés au montage. Cette troisième mé-

thode vient enrichir les acquis en caractérisation du laboratoire et un bon socle est installé pour qu'elle soit implantée.

CHAPITRE 6

Conclusion

Ce chapitre vient clore le document, il résume d'abord la démarche entreprise pour la réalisation des travaux, rassemble les conclusions de chaque volet traité, puis, présente un bilan des réalisations et contributions pour enfin donner certaines perspectives. En général, le travail a été mené sur deux fronts : le développement de techniques de fabrication et celui de méthodes de caractérisation.

6.1 Résumé de la démarche

Conformément au chapitre 1, l'objectif de ce projet était la fabrication et la caractérisation de fantômes optiques absorbants et diffusants en vue de servir de standards de calibration. Pour atteindre cet objectif, le projet a été divisé en deux volets : la fabrication et la caractérisation.

Pour le volet fabrication, la démarche suivie va comme suit. Tout d'abord, une analyse critique de l'état de l'art a été effectuée afin de faire un choix éclairé des matériaux nécessaires et pertinents. Parallèlement à cette analyse, une étude de la théorie des propriétés optiques et les théories de la propagation de la lumière dans les tissus biologiques est réalisée. À la suite de cette approche critique, une série de milieux sont choisis et des tests sur ces derniers sont effectués en fonction de :

- la capacité de contrôler la structure interne du fantôme (formation des bulles),
- la capacité d'obtenir des formes complexes de fantômes,
- la capacité d'usiner les fantômes,
- la compatibilité des différents composants entre eux.

À la lumière de ces tests, des méthodes de fabrication sont présentées et un protocole robuste et adapté aux moyens disponibles est développé.

De la même manière, pour le volet caractérisation et parallèlement à l'étude des notions théoriques nécessaires, une analyse critique de l'état de l'art est réalisée. En se basant sur cette analyse un choix de méthodes a été fait. Une étude plus approfondie sur les méthodes choisies et les théories qui y sont reliées est alors présentée. Ceci a permis une identification

des contraintes expérimentales reliées à l'implantation des techniques. Ces dernières sont alors testées et validées à différents niveaux et finalement un protocole de caractérisation intégrant les contraintes théoriques et expérimentales et répondant aux besoins du projet est présenté.

Retour sur les conclusions des différents chapitres

Le **premier chapitre** contenait une revue de littérature et une analyse critique des milieux existants et des techniques de caractérisation. La conclusion de ces analyses a amené l'auteure à faire un premier choix de milieux de fabrication. Ainsi, adapté aux moyens disponibles, ce choix s'est porté sur des milieux tels que la résine polyester, d'époxy pour former la matrice du fantôme. Pour les agents absorbants, l'encre de Chine est sélectionnée, elle est une encre accessible et compatible avec l'éthanol, le principal agent solvant. Son inconvénient est qu'elle n'est pas caractérisée par les fournisseurs. L'agent diffusant choisi est le dioxyde de titane TiO_2 . Un autre agent, les sphères de silice, aurait fait un très bon choix aussi, mais pour un début, le TiO_2 était plus accessible. En ce qui concerne les méthodes de caractérisation, deux types de méthodes ont été choisies. La première est la méthode directe. Cette dernière est intéressante de par sa simplicité. Elle peut facilement être intégrée à l'étape de caractérisation des agents absorbants et diffusants. Pour d'autres applications, elle est plus limitée. Pour le protocole de caractérisation choisi, ces limites ne sont pas gênantes. La deuxième méthode est celle qui implique des mesures résolues en temps. Cette dernière, un peu plus complexe, est choisie pour la caractérisation de milieux à la fois absorbants et diffusants, tels que des fantômes.

Le **deuxième chapitre** présentait la théorie reliée aux propriétés optiques et les différentes théories de la propagation de la lumière dans les tissus biologiques. En plus, de pouvoir faire une lecture plus éclairée du document et d'avoir une plus grande maîtrise des notions exploitées, il a rappelé la difficulté de reproduire de façon réaliste un tissu biologique et amène le lecteur ou la lectrice à avoir une meilleure perspective sur le contexte à l'intérieur duquel le travail est fait.

Puis, vient le **troisième chapitre** qui déclare l'ouverture de la phase expérimentale. Après une présentation des principes sur lesquels reposent les méthodes de fabrication, les propriétés des milieux sont présentées. Il a été vite réalisé, à ce niveau, qu'il fallait développer des techniques de fabrication propres au laboratoire. Car en plus de devoir être adaptées aux outils disponibles, elles doivent déjouer certains des obstacles rencontrés pour finalement répondre aux besoins du laboratoire. À la suite de ces travaux, un protocole de fabrication est élaboré et ce dernier permet de réaliser des fantômes de formes simples

à complexes. Ces fantômes sont aussi usinables, ce qui a permis d'y percer des trous où différentes inhomogénéités peuvent être insérées. Dans l'ensemble, les objectifs de la fabrication sont atteints de façon satisfaisante. L'étude des propriétés des milieux utilisés a néanmoins mis en évidence certaines difficultés au niveau de l'agent diffusant, le TiO_2 . Ce dernier présente un grand risque de formation d'agglomérats lorsqu'il est en grande concentration. Ce problème peut être contourné en gérant la concentration (comme lors de l'implantation de la méthode directe, chapitre 4), mais il serait préférable d'avoir recours soit à un autre type de TiO_2 ou à d'autres agents diffusants, tels que les sphères de silice. Quant à une deuxième problématique, la formation de bulles dans la résine, elle a été réglée pour la résine polyester. La solution implique l'ajout d'éthanol. Elle est très fonctionnelle, mais doit être utilisée avec précaution quant à ses effets sur l'absorption et la dureté de la résine. Pour la résine d'époxy, elle est utilisée pour des fantômes de petits volumes. En résumé, à ce stade-ci, le laboratoire est en mesure de produire des fantômes solides absorbants et diffusants à base de résine polyester et d'époxy de formes simples à complexes. Il faut rester à l'affût des nouveaux développements et de la disponibilité de nouveaux milieux qui pourraient mieux répondre encore aux besoins du groupe. Les perspectives et travaux futurs possibles quant à la fabrication sont présentés à la section 6.3. Pour finir, il faut rappeler l'importance de manipuler les milieux utilisés de manière sécuritaire, leurs niveaux de dangerosité pouvant être élevés.

Le **quatrième chapitre** présente les bases sur lesquelles reposent les méthodes de caractérisation choisies et les travaux qui ont amené à la validation de l'implantation de deux méthodes de caractérisation. Une première méthode de mesures directes est validée à l'aide de comparaisons avec des prédictions théoriques et des données de spectrophotomètre. Cette dernière peut alors servir pour la caractérisation des agents absorbants et diffusants utilisés. La deuxième méthode de caractérisation implantée permet la caractérisation d'un milieu qui, tel un fantôme, peut être à la fois absorbant et diffusant. Sa validation s'est effectuée sur des mesures simulées et un fantôme liquide, une solution d'Intralipid. Le test sur un fantôme contenant une grande concentration de TiO_2 n'a pu être totalement confirmée à cause de la problématique d'agglomération de ce dernier. Ceci dit, les deux niveaux de validation faits, garantissent la fonctionnalité de la méthode. Finalement, l'étude préliminaire d'une troisième méthode de mesures goniométriques a présenté des résultats prometteurs. Les bases pour une implantation dans un futur proche sont posées.

Finalement, le **cinquième chapitre** discute des résultats et amène un point de vue critique sur plusieurs aspects. Les méthodes de fabrication développées se distinguent par rapport

aux autres méthodes par la capacité de fabriquer des milieux exempts d'inhomogénéités indésirables. Les méthodes de caractérisation servent à différentes étapes de la réalisation des fantômes. La difficulté se situe au niveau de la caractérisation de fantômes intégrant de grandes concentrations de TiO_2 . Il faudrait tester la méthode indirecte sur d'autres fantômes solides et finalement installer des montages permanents pour les deux techniques. Une amélioration de la précision des méthodes doit être envisagée. La contribution se situe au niveau du laboratoire, qui bénéficie d'une expertise poussée sur trois techniques de caractérisation dont deux implantées et fonctionnelles. Les contributions et perspectives envisageables sont présentées dans les sections suivantes.

6.2 Bilan des résultats et des contributions

6.2.1 Résultats et contributions au volet fabrication

En ce qui concerne l'objectif d'élaborer un protocole de fabrication de fantômes : solides, absorbants et diffusants, avec une structure interne contrôlable et ayant des formes extérieures contrôlables, on peut dire qu'il est **atteint**.

Une des contribution à souligner, est la présentation d'une solution fiable, pour la fabrication de fantômes exempts de bulles. À la connaissance de l'auteure, la technique proposée n'a pas été mentionnée dans la littérature. Le reste des contributions est principalement à destination du laboratoire. Une expertise en fabrication de fantômes solides est acquise et un protocole robuste de fabrication de fantômes optiques adaptés aux moyens disponibles et aux différentes contraintes expérimentales est intégré aux acquis du laboratoire.

6.2.2 Résultats et contributions au volet caractérisation

De façon concise, on peut dire que l'objectif de contrôler les propriétés optiques des fantômes fabriqués a quand même été atteint. Pour en arriver à cet objectif, il fallait être en mesure de développer une méthode de caractérisation de milieux absorbants et diffusants (séparément), ce qui a été réalisé avec l'implantation de la méthode directe. Avec cette étape, on peut contrôler les concentrations nécessaires dans les fantômes des différents agents. Ensuite, pour finaliser la caractérisation des fantômes, il fallait développer une méthode de caractérisation de fantômes réunissant les propriétés d'absorption et de diffusion. Cet objectif est partiellement atteint. Une technique de caractérisation pour de tels milieux a été implantée et validée sur des mesures simulées et réelles, mais elle n'a pu l'être sur un

fantôme contenant du TiO_2 . Finalement, on a réussi malgré les embûches à implanter un protocole de caractérisation adapté aux milieux utilisés et à la caractérisation de fantômes.

Les contributions de ce volet sont, ici aussi, principalement destinées au laboratoire. Un protocole de caractérisation de fantômes est développé, accompagné de l'implantation de deux méthodes de caractérisation. De plus, une étude approfondie d'une troisième méthode complémentaire (goniométrie) a aussi été effectuée.

6.3 Perspectives

6.3.1 Fabrication

Les perspectives à citer pour le volet fabrication touchent trois aspects. Le premier concerne **les matériaux choisis**. Il serait très pertinent d'envisager l'utilisation d'agents diffusants avec une taille unique de particules (ex. : sphères de silice) et qui ne présentent pas de problématique d'agglomération. De plus, il faudrait identifier des agents absorbants dont les propriétés d'absorption sont mieux connues. Ces deux aspects amélioreraient beaucoup la reproductibilité des méthodes de fabrication et renforceraient la validation des caractérisations effectuées. De façon générale, il faut donc rester à l'affût des nouveaux matériaux et milieux qui peuvent enrichir la fabrication. Le deuxième aspect concerne **le protocole et les outils utilisés**. D'un point de vue très pratique, l'utilisation d'une autre façon de dégazéifier les résines devrait être étudiée, l'utilisation de cloche à vide pourrait être une voie à explorer. Aussi, afin de réduire le temps de fabrication, il serait bien d'avoir accès à un bain à ultrasons plus puissant. Finalement, avec les connaissances actuelles, il serait aisé et intéressant de faire un protocole qui permette l'intégration d'inhomogénéités au cours de la fabrication, *i.e.* sans perçage de trous. Finalement, le dernier aspect concerne **le type de fantômes développés**. À plus long terme, le développement de fantômes qui reproduisent certains processus biologiques, par exemple des fantômes dynamiques, devrait être envisagé.

6.3.2 Caractérisation

En se basant, sur le travail effectué dans ce projet, il serait bien de tester l'algorithme d'optimisation de la méthode indirecte sur des données réelles de fantômes solides avec un agent diffusant moins problématique. Bien sûr, l'implantation complète de la méthode goniométrique serait un ajout très intéressant. Bien que les méthodes dont traite ce document soient développées de façon à s'arrimer au processus de fabrication, il serait bien

d'élargir leur utilisation à d'autres milieux (tissus biologiques); ceci dit, le volet de la caractérisation est très vaste. Il fait intervenir des modèles de propagation de la lumière qui présentent encore beaucoup de défis. Il peut représenter à lui seul un vaste domaine de recherche. Une première voie serait d'explorer les autres méthodes de caractérisation et les solutions de l'équation du transfert radiatif qu'elles impliquent (Adding Doubling, Monte Carlo, *etc*). Finalement, l'exploration théorique de ces théories est aussi une voie d'intérêt et passionnante.

LISTE DES RÉFÉRENCES

- Bays, R. (1992) *Instrumentation pour l'études des propriétés optiques des tissus*. Thèse de doctorat, École polytechnique fédérale de Lausanne, 178 p.
- Bays, R., Wagnieres, G., Robert, D., Theumann, J. F., Vitkin, A., Savary, J. F., Monnier, P. et vandenBergh H. (1997) Three-dimensional optical phantom and its application in photodynamic therapy. *Lasers in Surgery and Medicine*, volume 21, n° 3, p. 227–234.
- Bioud, F.-Z. et Bérubé-Lauzière, Y. (2008) Fabrication and characterization of optical phantoms. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, volume 7099, p. 9.
- Bodi, G. (2010) Logiciel de débruitage et de déconvolution.
- Bohren, C. F. et Huffmanm, D. R. (2004) *Absorption and Scattering of Light by Small Particles*. Wiley-VCH, 530 p.
- Bolt, R. et de Mul, F. (2002) Goniometric instrument for light scattering measurement of biological tissues and phantoms. *Review of Scientific Instruments*, volume 73, n° 5, p. 2211 – 13.
- Buehler (2008a) *Fiche de données de sécurité Buehler EpoThin Hardener*. Buehler GmbH, D-40599 Düsseldorf, Allemagne. 6 p.
- Buehler (2008b) *Fiche de données de sécurités Buehler EpoThin Resin*. Buehler, D-40599 Düsseldorf, Allemagne. 5 p.
- Caliper, L. S. (2007) *IVIS 3D Series - Integrated 3d Imaging System*. Rapport technique, Caliper Life Sciences. 4 p.
- Case, K. M. et Zweifel, P. F. (1967) *Linear transport theory*. 342 p.
- Chen, C., J.Q., L., Ding, H., K.M., J., Du, Y. et Hu, X.-H. (08 2006) A primary method for determination of optical parameters of turbid samples and application to intralipid between 550 and 1630 nm. *Optics Express*, volume 14, n° 16, p. 7420–7435.
- Cheong, W., Prahl, S. et Welch, A. (12 1990) Optical properties of tissues in vitro. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, volume 12, n° 12, p. 2166 – 85.
- Choukeife, J.E.and L'Huillier, J. (Décembre 1999) Measurements of scattering effects within tissue-like media at two wavelengths of 632.8 nm and 680 nm. *Lasers in Medical Science*, volume 14, n° 4, p. 286–296.
- Cubeddu, R., Pifferi, A., Taroni, P., Torricelli, A. et Valentini, G. (10 1997) A solid tissue phantom for photon migration studies. *Physics in Medicine and Biology*, volume 42, n° 10, p. 1971 – 9.
- Dayton, A. et Prahl, S. (2008) Turbid-polyurethane phantom for microscopy. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, volume 6870, p. 1–6.

- Director, T. (2009a) *Material Safety Data Sheet Castin' Craft Catalyst*. Environmental Technology Inc., 300 South Bay depot Road Fields Landing, CA 95537. 5 p.
- Director, T. (2009b) *Material Safety Data Sheet Castin' Craft Clear Casting Resin*. Environmental Technology Inc., 300 South Bay depot Road Fields Landing, CA 95537. 6 p.
- Dogbe, C. (1999) Les équations de transfert radiatif : Existence de solutions et approximation par la diffusion sous les hypothèses d'accrétivité et de compacité. Internet, dogbe@gauss.math.jussieu.fr. 10 p.
- Drakaki, E., Psycharakis, S., Makropoulou, M. et Serafetinides, A. (10 2005) Optical properties and chromophore concentration measurements in tissue-like phantoms. *Optics Communications*, volume 254, n° 1-3, p. 40 – 51.
- Driver, I., Feather, J., King, P. et Dawson, J. (12 1989) The optical properties of aqueous suspensions of intralipid, a fat emulsion. *Physics in Medicine and Biology*, volume 34, n° 12, p. 1927 – 30.
- DuPont (2007a) *DuPont Ti-Pure R-900 Titanium Dioxide Product Description*. Dupont, USA. 1 p.
- DuPont (2007b) *DuPont Ti-Pure titanium dioxide Titanium dioxide for coatings*. DuPont. 28 p.
- ETI, I. (2009) URL <http://www.eti-usa.com/consum/castresn/castips.htm>.
- Fabbri, F., Franceschini, M. A. et Fantini, S. (2003) Characterization of spatial and temporal variations in the optical properties of tissuelike media with diffuse reflectance imaging. *Applied Optics*, volume 42, n° 16, p. 3063 – 3072.
- Firbank, M. and Delpy, D. (9 1994a) A phantom for the testing and calibration of near infra-red spectrometers. *Physics in Medicine and Biology*, volume 39, n° 9, p. 1509 – 13.
- Firbank, M. (1994b) *The design, calibration and usage of a solid scattering and absorbing phantom for near infrared spectroscopy*. Thèse de doctorat, University College of London, 123 p.
- Firbank, M. et Delpy, D. (06 1993) A design for a stable and reproducible phantom for use in near infra-red imaging and spectroscopy. *Physics in Medicine and Biology*, volume 38, n° 6, p. 847 – 53.
- Firbank, M., Oda, M. et Delpy, D. (05 1995) An improved design for a stable and reproducible phantom material for use in near-infrared spectroscopy and imaging. *Physics in Medicine and Biology*, volume 40, n° 5, p. 955 – 61.
- Flock, S. T., Wilson, B. C. et Patterson, M. S. (septembre 1987) Total attenuation coefficients and scattering phase functions of tissues and phantom materials at 633 nm. *Medical Physics*, volume 14, p. 835–841.

- Gosh, N., Patel, H. et Gupta, P. (09 2003) Depolarization of light in tissue phantoms - effect of a distribution in the size of scatterers. *Optics Express*, volume 11, n° 18, p. 2198–2205.
- Gossage, K., Smith, C., Kanter, E., Hariri, L., Stone, A., Rodriguez, J., Williams, S. et Barton, J. (03 2006) Texture analysis of speckle in optical coherence tomography images of tissue phantoms. *Physics in Medicine and Biology*, volume 51, n° 6, p. 1563 – 75.
- He, P., Kaneko, M., Takai, M., Baba, K., Ymashita, Y. et Ohta, K. (Jan-Feb 1990) Breast cancer diagnosis by laser transmission photo-scanning with spectro-analysis (report 4). *Radiat Med*, volume 8, n° 1, p. 1–5.
- Hebden, J., Price, B., Gibson, A. et Royle, G. (11 2006) A soft deformable tissue-equivalent phantom for diffuse optical tomography. *Physics in Medicine and Biology*, volume 51, n° 21, p. 5581 – 90.
- Hebden, J. C., Brunner, J., Correia, T., Price, B. D., Gibson, A. P. et Everdell, N. (2008) An electrically-activated dynamic tissue-equivalent phantom for assessment of diffuse optical imaging systems. *Physics in Medicine and Biology*, volume 53, n° 2, p. 329 – 337.
- Hebden, J. C., Hall, D. J., Firbank, M. et Delpy, D. T. (1995) Time-resolved optical imaging of a solid tissue-equivalent phantom. *Applied Optics*, volume 34, n° 34, p. 8038–8047.
- Ishimaru, A. (1978) *Wave propagation and scattering in Random Media Single scattering and transport theory*. Academic Press, Inc, 572 p.
- Jacques, S., Alter, C. et Prahl, S. (1987) Angular dependence of hene laser light scattering by human dermis. *Lasers in the Life Sciences*, volume 1, n° 4, p. 309 – 33.
- Key, H., Davis, E. R., Jackson, P. S. et T., W. P. S. (1991) Optical attenuation characteristics of breast tissues at visible and near - infrared wavelengths. *Phys. Med. Biol*, volume 36, n° 5, p. 579–5901.
- Kurth, C., Liu, H., Thayer, W. et Chance, B. (1995) A dynamic phantom brain model for near-infrared spectroscopy. *Physics in Medicine and Biology*, volume 40, n° 12, p. 2079 – 92.
- LabSphere (2010) *Reflectance/Transmittance Sphere*. Rapport technique, Labsphere, 2 p.
- Laure, V.-G. (1999) *Quantification de l'interaction lumière - tissus biologiques par la mesure non invasive du coefficient d'absorption et du coefficient réduit de diffusion*. Thèse de doctorat, Université Paris XII - Val de Marne. École doctorale de génie biologique et médical. 161 p.
- Lihong V.Wang, H.-i. W. (2007) *Biomedical Optics Principles and Imaging*. Wiley-Intersciences, 362 p.

- Linford, J., Shalev, S., Bews, J., Brown, R. et Schipper, H. (novembre 1986) Development of a tissue-equivalent phantom for diaphanography. *Medical Physics*, volume 13, p. 869–875.
- Lualdi, M., Colombo, A., Fraina, B. et Stefano, T. (2001) A phantom with tissue-like optical properties in the visible and near infrared for use in photomedicine. *Lasers in Surgery and Medicine*, volume 28, p. 237–243.
- Madsen, S. J., Patterson, M. S. et Wilson, B. C. (Septembre 1992) The use of india ink as an absorber in tissue-simulating phantoms. *Phys. Med. Biol.*, volume 37, n° 4, p. 985–993.
- Marchesini, R., Bertoni, A., Andreola, S., Melloni, E. et Sichirollo, A. (06 1989) Extinction and absorption coefficients and scattering phase functions of human tissues in vitro. *Applied Optics*, volume 28, n° 12, p. 2318 – 34.
- Martelli, F., Bassani, M., Alianelli, L., Zangheri, L. et Zaccanti, G. (05 2000) Accuracy of the diffusion equation to describe photon migration through an infinite medium : numerical and experimental investigation. *Physics in Medicine and Biology*, volume 45, n° 5, p. 1359 – 73.
- Martelli, F. et Zaccanti, G. (2007) Calibration of scattering and absorption properties of a liquid diffusive medium at nir wavelengths - cw method. *Optics Express*, volume 15, n° 2, p. 486–500.
- McDonald, M., Lochhead, S., Chopra, R. et Bronskill, M. J. (2004) Multi-modality tissue-mimicking phantom for thermal therapy. *Physics in Medicine and Biology*, volume 49, n° 13, p. 2767 – 2778.
- Merritt, S., Gulsen, G., Chiou, G., Chu, Y., Deng, C., Cerussi, A. E., Durkin, A. J., Tromberg, B. J. et Nalcioglu, O. (12 2003) Comparison of water and lipid content measurements using diffuse optical spectroscopy and mri in emulsion phantoms. *Technology in Cancer Research & Treatment*, volume 2, n° 6, p. 563–570.
- Michels, R., Kienle, A., Forster, F., Muller, M. et Hibst, R. (2005) Goniometric measurement of the phase function of different fat emulsions. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE*, volume 5859, p. 1 – 8.
- Mishchenko, M. I., Travis, L. D. et Lacis, A. A. (2002) *Scattering, absorption and emission of light by small particles*. Internet.
- Moffitt, T., Chen, Y.-C. et Prahl, S. (07 2006) Preparation and characterization of polyurethane optical phantoms. *Journal of Biomedical Optics*, volume 11, n° 4, p. 41103 – 1.
- Nakai, T., Nishimura, G., Yamamoto, K. et Tamura, M. (12 1997) Expression of optical diffusion coefficient in high-absorption turbid media. *Physics in Medicine and Biology*, volume 42, n° 12, p. 2541 – 9.

- Passos, D., Hebden, J., Pinto, P. et Guerra, R. (11 2005) Tissue phantom for optical diagnostics based on a suspension of microspheres with a fractal size distribution. *Journal of Biomedical Optics*, volume 10, n° 6, p. 64036 – 1.
- Patterson, M., B., C. et B.C., W. (1989) Time resolved reflectance and transmittance for the non-invasive measurement of tissue optical properties. *Applied Optics*, volume 28, n° 12, p. 2331–2336.
- Pickering, J., Moes, C., Sterenborg, H., Prahl, S. et van Gemert, M. (4 1992) Two integrating spheres with an intervening scattering sample. *Journal of the Optical Society of America A (Optics and Image Science)*, volume 9, n° 4, p. 621 – 31.
- Pickering, J., Prahl, S., van Wieringen, N., Beek, J., Sterenborg, H. et van Gemert, M. (02 1993) Double-integrating-sphere system for measuring the optical properties of tissue. *Appl. Opt. (USA)*, volume 32, n° 4, p. 399 – 410.
- Pogue, B. et Patterson, M. (7 2006) Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry. *Journal of Biomedical Optics*, volume 11, n° 4, p. 41102 – 1.
- Prahl (2009) URL <http://omlc.ogi.edu/classroom/ece532/class3/index.html>.
- Prahl, S. A., van Gemert, M. J. et Welch, A. J. (1993) Determining the optical properties of turbid media by using the adding-doubling method. *Applied Optics*, volume 32, n° 4, p. 559 – 568.
- Prasad, P. N. (2003) *Introduction to biophotonics*. Hoboken, NJ : Wiley-Interscience, 622 p.
- R. Michels, A. Kienle, F. F. (2005) Goniometric measurement of the phase function of different fat emulsions. *OSA Biomedical Optics*, volume 5859, p. 1–8.
- Ramakrishna, S. A. et Armour, A. (2003) Propagating and evanescent waves in absorbing media. *American Journal Of Physics*, volume 71, p. 562.
- Ramakrishna, S. A. et RAO, K. D. (Décembre 1999) Estimation of light transport parameters in biological media using coherent backscattering. *PRAMANA journal of Physics*, volume 54, n° 2, p. 255–267.
- Rao, P. K., Radhakrishnam, S. et Ramasubba Reddy, M. (2006) Brain tissue phantoms for optical near infrared imaging. *Experimental Brain Research*, volume 170, p. 433–437.
- Sankaran, V., Everett, M. J., Maitland, D. J. et Walsh Jr., J. T. (1999) Comparison of polarized-light propagation in biological tissue and phantoms. *Optics Letters*, volume 24, n° 15, p. 1044 – 1046.
- Schatzel, K. et Drewel, M. (1987) Laser light scattering and correlation techniques for characterization of colloidal suspensions. *Zeitschrift fur Physik B (Condensed Matter)*, volume 68, n° 2-3, p. 229 – 32.
- Schröder, J.-M. et Wiegand, S. (2002) Suppression of multiple scattering in a depolarized light-scattering experiment using the one-beam setup. *Soft Materials*, volume 1, p. 53–61.

- Sinn, C., Niehueser, R., Overbeck, E. et Palberg, T. (1999) Particle characterization using multiple scattering decorrelation methods. part 1 : Standard latex particles. *Particle and Particle Systems Characterization*, volume 16, n° 3, p. 95 – 101.
- Srinivasan, R., Kumar, D. et Megha, S. (2002) Optical tissue-equivalent phantoms for medical imaging. *Trends Biomater. Artif. Organs.*, volume 15, n° 2, p. 42–47.
- Sukowski, U., Schubert, F., Grosenick, D. et Rinneberg, H. (09 1996) Preparation of solid phantoms with defined scattering and absorption properties for optical tomography. *Physics in Medicine and Biology*, volume 41, n° 9, p. 1823 – 44.
- Taroni, P., Comelli, D., a Farina, A. et Pifferi, A. (2007) Time-resolved diffuse optical spectroscopy of small tissue animal. *Optics Express*, volume 15, p. 3301–3311.
- Treweek, S. et Barbenel, J. (07 1996) Direct measurement of the optical properties of human breast skin. *Medical Biological Engineering Computing*, volume 34, n° 4, p. 285 – 9.
- Tuchin (2002) *Handbook of Optical biomedical diagnostics*. SPIE- the international Society for Optical Engineering, 1110 p.
- University, C. o. L. (n/d) Uclsite. URL <http://www.ucl.ac.uk/medphys/>.
- Van Gemert, M. et Star, W. (1987) Relations between the kubelka-munk and the transport equation models for anisotropic scattering. *Lasers in the Life Sciences*, volume 1, n° 4, p. 287 –298.
- van Staveren, H., Moes, C., van Marle, J., Prahl, S. et van Gemert, M. (11 1991) Light scattering in intralipid-10nm. *Applied Optics*, volume 30, n° 31, p. 4507 – 14.
- Wang, X., Pogue, B. W., JIang, S., Springett, R. et D., P. K. (2006) Breast tissue mie-scattering parameter estimation through angle-resolved scattering measurements. *Optical society of America*, p. 1–3.
- Zaccanti, G., Del Bianco, S. et Martelli, F. (2003) Measurements of optical properties of high-density media. *Applied Optics*, volume 42, n° 19, p. 4023–4030.